

Aus dem Medizinischen Zentrum für Operative Medizin
der Philipps-Universität Marburg
Klinik für Orthopädie
Direktor: Prof. Dr. Peter Griss

**Bodenreaktionskräfte gesunder Probanden und von Patienten
vor und nach endoprothetischen Ersatz
an der unteren Extremität**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Medizin
dem Fachbereich Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Theodoros Paschalidis
aus Rüsselsheim

Marburg 2002

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg am 17.10.2002

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. B. Maisch

Referent: Prof. Dr. M. Lengsfeld

Correferent: Prof. Dr. L. Gotzen

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Der menschliche Gang	1
1.2	Die Endoprothetik	1
1.3	Die Ganganalyse	2
1.4	Geschichtlicher Überblick	3
1.5	Problemstellung und Zielsetzung der Studie	5
2	Material und Methoden	7
2.1	Ethikkommissionsantrag	7
2.2	Aufklärung der Probanden und Patienten	7
2.3	Gruppeneinteilung und Anzahl der Studienteilnehmer	7
2.4	Analyse der Probanden- und Patientendaten	7
2.4.1	Geschlechtsverteilung	7
2.4.1.1	Probanden	7
2.4.1.2	Patienten	8
2.4.2	Altersverteilung	9
2.4.2.1	Probanden	9
2.4.2.2	Patienten	10
2.4.3	Körpergewicht und Körpergröße	12
2.4.3.1	Probanden	12
2.4.3.2	Gruppe der Coxarthrose	12
2.4.3.3	Gruppe der Gonarthrose	12
2.4.4	Ätiologie der Arthrosen	13
2.4.5	Seitenlokalisation	14
2.4.6	Implantierte Prothesentypen	14
2.4.6.1	Hüftendoprothesen	14
2.4.6.2	Knieendoprothesen	15
2.4.7	Voroperationen	15
2.5	Einschluß- und Ausschlußkriterien	15
2.5.1	Probandenkollektiv	15
2.5.2	Patientenkollektiv	15

2.6	Durchführung und Zeitplan der Untersuchung	16
2.6.1	Studieneinschluß	16
2.6.2	Probanden	16
2.6.3	Patienten	17
2.7	Meßtechnische Ausrüstung	17
2.8	Meßdaten	18
2.8.1	Beschreibung	18
2.8.2	Methodik der Datenauswertung	22
2.8.2.1	Probanden	22
2.8.2.2	Patienten	24
3	Ergebnisse	25
3.1	Probanden	25
3.1.1	Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit	25
3.1.2	Einfluß des Geschwindigkeitsparameters auf die dreidimensionale Bodenreaktionskräfte	25
3.1.2.1	Vertikale Komponenten	25
3.1.2.2	Sagittale Komponenten	33
3.1.2.3	Mediale und laterale Komponenten	35
3.2	Patienten	36
3.2.1	Vertikale Komponenten	36
3.2.1.1	Gruppe der Coxarthrose	36
3.2.1.2	Gruppe der Gonarthrose	38
3.2.2	Sagittale Komponenten	42
3.2.2.1	Gruppe der Coxarthrose	42
3.2.2.2	Gruppe der Gonarthrose	45
3.2.3	Mediale und laterale Komponenten	45
3.2.3.1	Gruppe der Coxarthrose	45
3.2.3.2	Gruppe der Gonarthrose	48
4	Diskussion	49
4.1	Allgemeines	49
4.2	Überblick einiger ganganalytischer Studien	50
4.3	Diskussion von Material und Methoden	51

4.3.1	Probandendaten	51
4.3.1.1	Anzahl	51
4.3.1.2	Geschlechtsverteilung	52
4.3.1.3	Altersverteilung	52
4.3.1.4	Körpergewicht und Körpergröße	52
4.3.2	Patientendaten	53
4.3.2.1	Anzahl	53
4.3.2.2	Geschlechtsverteilung	53
4.3.2.3	Altersverteilung	54
4.3.2.4	Körpergewicht und Körpergröße	54
4.3.2.5	Ätiologie der Arthrosen	55
4.3.2.6	Implantierte Prothesentypen	55
4.3.2.7	Nachuntersuchungszeitraum	56
4.3.3	Meßtechnische Ausrüstung und Meßdaten	57
4.3.4	Datenauswertung	58
4.4	Diskussion der Ergebnisse	58
4.4.1	Probanden	58
4.4.1.1	Die normale Ganggeschwindigkeit	58
4.4.1.2	Einfluß des Geschwindigkeitsparameters auf die Bodenreaktionskräfte	58
4.4.2	Patienten	59
4.4.2.1	Vertikale Komponenten	59
4.4.2.2	Sagittale Komponenten	62
4.4.2.3	Mediale und laterale Komponenten	63
4.5	Schlußfolgerung	64
5	Zusammenfassung	67
6	Literaturverzeichnis	70
7	Anhang	74
7.1	Einverständniserklärung	74
7.2	Regressionsanalysen	76
8	Liste der akademischen Lehrer	84
9	Danksagung	85

1 Einleitung

1.1 Der menschliche Gang

Der menschliche Gang beschreibt den komplexen und zyklischen Ablauf einer Vorwärtsbewegung und basiert auf biomechanische Grundlagen. Es handelt sich dabei, um eine Kette von einzelnen in einander fließenden mechanischen Bewegungsabläufen. Diese dienen dazu, den Schwerpunkt des menschlichen Körpers gleichmäßig, unter Erhaltung seines Gleichgewichts und möglichst geringem Energieaufwand vorwärts zu bewegen (Wiedmer et al., 1992).

Leonardo da Vinci (1452-1519) und Borelli (1679) sprachen von einem aus mehreren Hebeln bestehendem System, die durch die verschiedenen Muskelgruppen aktiviert werden.

Großen Einfluß auf die Bewegungsabläufe nehmen die individuelle Körperproportionen und eventuell bestehende Deformitäten (Baumann et al., 1992). Dies bestätigt die Tatsache, daß das Gangbild eines Menschen ein individuelles und einzigartiges Bewegungsmuster darstellt. Damit ist die Variabilität von möglichen Bewegungsmustern sehr hoch und eine Differenzierung zwischen physiologischem und pathologischem Gehen häufig sehr schwierig.

Die entscheidende Rolle beim Gangablauf spielen jedoch die gute Qualität und Funktion der Muskeln und Gelenke, die essentiell sind, um ein ausgeglichenes menschliches Gangbild zu gewährleisten. Bei funktionellen Defiziten des Bewegungsapparates, bedingt durch degenerative Gelenkveränderungen der unteren Extremität, ist die Gehfähigkeit somit eingeschränkt.

Dies trifft u.a. bei fortgeschrittenen Coxarthrosen und Gonarthrosen zu, die durch die resultierenden Schmerzen, zu einer Einschränkung der Geh- und Leistungsfähigkeit führen.

Hier kommt die Endoprothetik zum Einsatz.

1.2 Die Endoprothetik

In den letzten Jahrzehnten wurden in der Hüft- und Knieendoprothetik enorme Fortschritte erzielt, so daß man heute hervorragende postoperative Ergebnisse erreichen konnte und die Komplikationsrate entscheidend minimiert wurde. Dies führte dazu, das Verfahren des Hüft- und Kniegelenkrsatzes weltweit als Routineeingriff zu etablieren.

Somit wird heute, bei bestehender Indikation, dieser Eingriff bedenkenlos vorgenommen. Dadurch wird letztendlich der Schmerz des Patienten beseitigt und eine gute Gelenkfunktion wiederhergestellt. Eine eventuell bestehende Gelenkdeformität wird korrigiert und –instabilität beseitigt. Ein freies und flüssiges Gangbild wird ermöglicht.

1.3 Die Ganganalyse

Die Untersuchung des menschlichen Gehaktes, dessen Komplexität bereits angesprochen wurde, stellte schon immer eine wissenschaftliche Herausforderung dar. Diese beschränkte sich anfangs auf die visuelle Ganganalyse, welche aber rein subjektive und somit nicht ausreichende Informationen lieferte. Um den Informationsfluß zu erweitern und zu objektivieren wurde die apparative Ganganalyse eingeführt.

Es gibt heute eine Vielzahl ganganalytischer Verfahren, die Anwendung finden. Um eine vollständige Analyse des Ganges zu erhalten, werden in der modernen Ganganalyse mehrere Komponenten integriert. Hierzu gehören eine Videoaufzeichnung, eine klinische Untersuchung einschließlich einer reinen Beobachtung des Gangmusters, eine elektromyographische Untersuchung des Ganges, dreidimensionale kinematische und kinetische Daten und die Messung des Energieverbrauchs (Kopf et al., 1998; Harris et al., 1994). Jede dieser Methoden liefert besondere Informationen über das menschliche Gangprofil und ergänzt sich in Ihrer Funktion ((Simon et al., 1983)). Dabei werden bei der kinematischen Untersuchung die Gelenkwinkeln oder die Bewegungen der Körpersegmente quantitativ beschrieben. Hierfür werden computergestützte Bewegungsanalysesysteme verwendet. Der größte Vorteil der Kinematik liegt darin, daß Bewegungsumfänge eines Gelenks während einer Funktion dokumentiert werden können (Kopf et al.). Hingegen ist Kinetik die quantitative

Beschreibung der Kräfte, die auf ein Gelenk oder einen Körperteil wirken, d.h. jener Faktoren, die eine Bewegung verursachen oder kontrollieren. Die gebräuchlichste Methode dabei ist die Messung von Bodenreaktionskräften in drei orthogonalen Richtungen mit Hilfe von Kraftmeßplatten. Die an allen Körperabschnitten entstehenden Kräfte während des Gehens, werden auf beide Füße übertragen, welche dann letztendlich an der Fußkontaktfläche mit dem Boden von der Kraftmeßplatte auch gemessen werden. Die an den einzelnen Gelenken entstehenden Kräfte und Drehmomente werden dabei nicht erfaßt. Allerdings kann aus der Bodenreaktionskraft in Kombination mit den kinematischen und anthropometrischen Daten eine Rückrechnung der Gelenkdrehmomente und Gelenkleistungen erfolgen (Kopf et al.). Die Ganganalyse dient im Allgemeinen dazu, nicht nur die Grenzen von physiologischen Gangprofilen zu untersuchen und festzulegen. Darüber hinaus können eventuell bestehende Erkrankungen des Bewegungsapparates und deren Entwicklung objektiv erfaßt und analysiert werden. Aber auch prä- und postoperativ von orthopädischen Eingriffen kann die Ganganalyse nicht nur das funktionelle Ergebnis der Operation widerspiegeln, sondern auch Rückschlüsse über den rehabilitativen Stand des Patienten erbringen.

1.4 Geschichtlicher Überblick

Erste wichtige Erkenntnisse über die Mechanik des menschlichen Ganges gewannen die Gebrüder Weber (1836), die Messungen an Testpersonen vornahmen und zur rein optischen Beobachtung der vertikalen Bewegungsabläufe ein Teleskop zu Hilfe nahmen (Paul, 1998). Sie konnten dabei eine Relation zwischen Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge zeigen. Große Fortschritte in der Ganganalyse wurden Mitte des 19. Jahrhunderts erzielt, und zwar nach den Arbeiten des französischen Wissenschaftlers Marey. Er entwickelte spezielle Druckluftsensoren, die er in die Fußsohlen der Testpersonen einbrachte. Dadurch konnte er die Stand- und Schwungphasen eines Gangzyklus bestimmen. Zusätzlich benutzte er eine Photokamera, mit der er in mehreren zeitlichen Intervallen die Fortbewegungsabläufe aufnahm (Marey, 1873).

Der deutsche Wissenschaftler Fischer schaffte es zusammen mit Braune, die Massen der einzelnen Körpersegmente und ihre Zentren zu bestimmen (Fischer, Braune; 1890-1904). Schließlich positionierten Sie mehrere Kameras um gehende Testpersonen, die schwarze Kleidungen mit fluktuierenden Lichtquellen trugen, und machten von Ihnen Aufnahmen. Dadurch konnten Sie die Position der Körpersegmente, sowie Ihre Geschwindigkeit und Beschleunigung festlegen. Als Sie dann die vorher berechneten Körpermassen in Ihre Berechnungen einschlossen, fanden Sie die intersegmentalen Belastungen heraus.

Elftman (1938), ein amerikanischer Physiologe, benutzte eine Filmkamera und ein Bodenreaktionskräfte messendes Instrument. Er studierte die Veränderungen der kinetischen Energie der Körpersegmente während des Gehens und des Laufens.

Ein großer wissenschaftlicher Beitrag zur Ganganalyse wurde im 20. Jahrhundert von Eberhart (1945-1947) an der Universität von Kalifornien (Berkeley) geleistet. In einem Zeitraum von 2 Jahren wurden ungefähr 40 Personen mit Teilamputationen der unteren Extremität in einer ganganalytischen Untersuchung eingeschlossen. Dabei untersuchte man u.a. die axialen Rotationen und Bewegungen der Extremitäten. Im Rahmen dieser Arbeit wurde auch die erste gut funktionierende Kraftmeßplatte entwickelt, welche auf das Prinzip der Messungen von elektrischen Widerstandsveränderungen basierte (Eberhart et al., 1947).

Schließlich wurde auch die Elektromyographie als ganganalytische Untersuchungsmethode entdeckt und eingeführt. Sehr viele Wissenschaftler wie Close (1959), Joseph (1957) und Basmajian (1962), wandten diese bei Ihren Arbeiten an und entwickelten sie weiter. So wurden Oberflächen Elektroden, aber auch implantierte Elektroden verwendet, um die elektrischen Potentiale der Muskeln während eines Gangablaufs aufzuzeichnen.

Weitere wissenschaftliche Bemühungen führten zur Entwicklung leistungsprüfender Techniken nach körperlicher Aktivität, was u.a. bei Athleten Anwendung fand. Man nutzte die Herzfrequenzveränderungen während einer physischen Aktivität, da diese mit der verbrauchten Stoffwechselenergie sehr gut korrelieren.

Letztendlich wurde intensiv an der Entwicklung technisch hoch qualifizierter Filmkameras (high-speed cameras) gearbeitet, um schnellere Bewegungsabläufe aufnehmen zu können.

Paul nutzte zwei an orthogonalen Achsen eingebrachte 16mm Filmkameras in Verbindung mit einer Kraftmeßplattform, um die einwirkenden Kräfte am Hüftgelenk während einer Bewegung zu messen (Paul, 1967).

Furnée (1967) entwickelte wiederum ein Fernsehkamerasystem mit Anschluß an einem digitalen Computer.

All die ganganalytischen Studien, die hier erwähnt worden sind, stellen jedoch insgesamt nur ein Bruchteil der durchgeführten Arbeiten dar.

1.5 Problemstellung und Zielsetzung der Studie

Die Form und Größe der Belastung der Gelenke der unteren Extremität haben für das biomechanische Verständnis der Pathogenese krankhafter Veränderungen des muskuloskelettalen Systems der unteren Extremitäten eine fundamentale Bedeutung. Um die Größe der Belastung zu bestimmen, kann nur in Ausnahmefällen auf die in vivo - Bestimmung der Kräfte zurückgegriffen werden (Bergmann et al., 1989). Ein anderes Meßverfahren, das praktisch einfach durchführbar ist, ist die Bestimmung der Bodenreaktionskräfte. Dadurch ist es möglich, die Gelenkmomente an der unteren Extremität näherungsweise zu erfassen.

Ziel der hier vorgestellten Studie ist die Erfassung der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte sowie weiterer Parameter wie die Impulse in allen drei Krafrichtungen und die Standbeinphasen, und zwar mit Hilfe eines erstmalig angewendeten neuartigen für das rechte und linke Bein separat geführten Laufbandgerätes. Dies wird bei Patienten vorgenommen, welche sich einem totalendoprothetischen Ersatz eines Hüftgelenkes und eines Kniegelenkes unterziehen müssen. Besonderes Augenmerk soll auf signifikante

Veränderungen der Bodenreaktionskräfte im prä- und postoperativen Vergleich gelegt werden. Eine weitere Fragestellung dieser Arbeit ist, in wieweit dieses ganganalytische Verfahren im klinischen Alltag integrierbar wäre und welche Bedeutung es in der postoperativen Qualitätskontrolle haben könnte.

Bei den durchgeführten Messungen der Probanden sollte beobachtet werden, wie variabel die physiologische Ganggeschwindigkeit sein kann. Zusätzlich sollte gezeigt werden, ob und in welchem Ausmaß sich die Bodenreaktionskräfte bei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten verändern.

2 Material und Methoden

2.1 Ethikkommissionsantrag

Nach Vorlage unseres Studienprotokolls bei der Ethikkommission des Fachbereiches Humanmedizin der Philipps-Universität Marburg, erhielten wir für unsere Studie das positive Votum am 23.02.00.

2.2 Aufklärung der Probanden und Patienten

Die Probanden und Patienten wurden über den Ablauf und Zweck der Studie ausführlich aufgeklärt. Ihre Einwilligung erfolgte in schriftlicher Form.

2.3 Gruppeneinteilung und Anzahl der Studienteilnehmer

In die Studie wurden drei Gruppen von Studienteilnehmern eingeschlossen. Die erste Gruppe umfaßte 30 gesunde Probanden. In der zweiten und dritten Gruppe fanden sich jeweils 15 Patienten, welche sich einem endoprothetischen Ersatz eines Hüftgelenkes und eines Kniegelenkes unterziehen sollten.

2.4 Analyse der Probanden- und Patientendaten

2.4.1 Geschlechtsverteilung

2.4.1.1 Probanden

Bei der Gruppe der gesunden Probanden ergab sich eine Geschlechtsverteilung von 21 Männern (70%) zu 9 Frauen (30%) (Abb. 2.1).

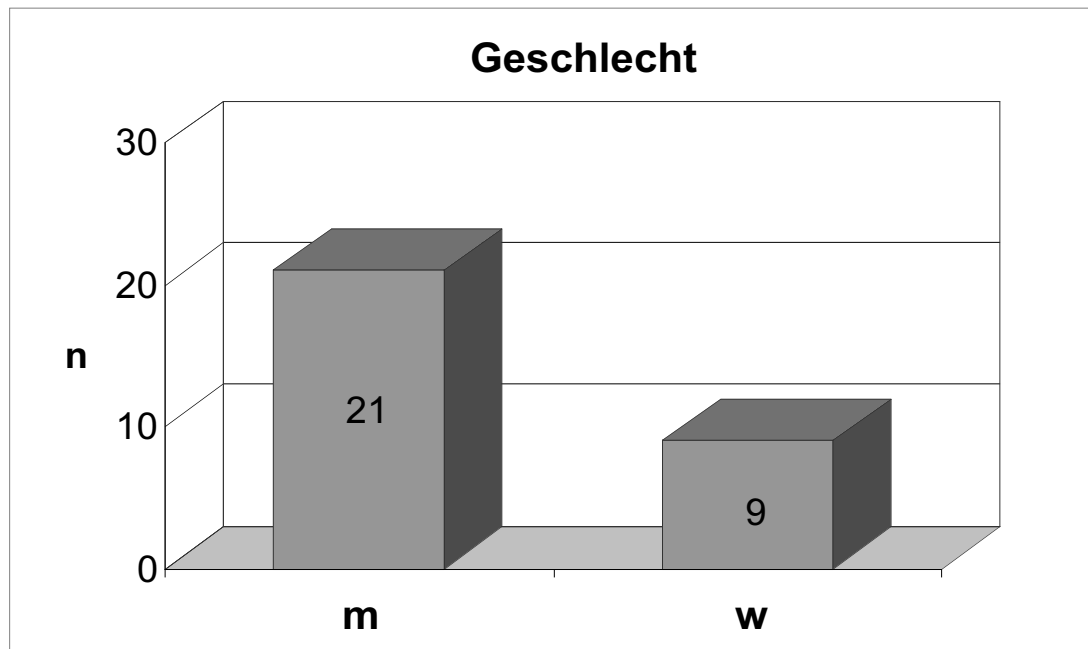


Abb. 2.1 Geschlechtsverteilung der gesunden Probanden (n Probandenanzahl; m männlich; w weiblich)

2.4.1.2 Patienten

In der Gruppe der Coxarthrose gab es ein Geschlechtsverhältnis von 11 Männern (73,3%) zu 4 Frauen (26,7%) (Abb. 2.2).

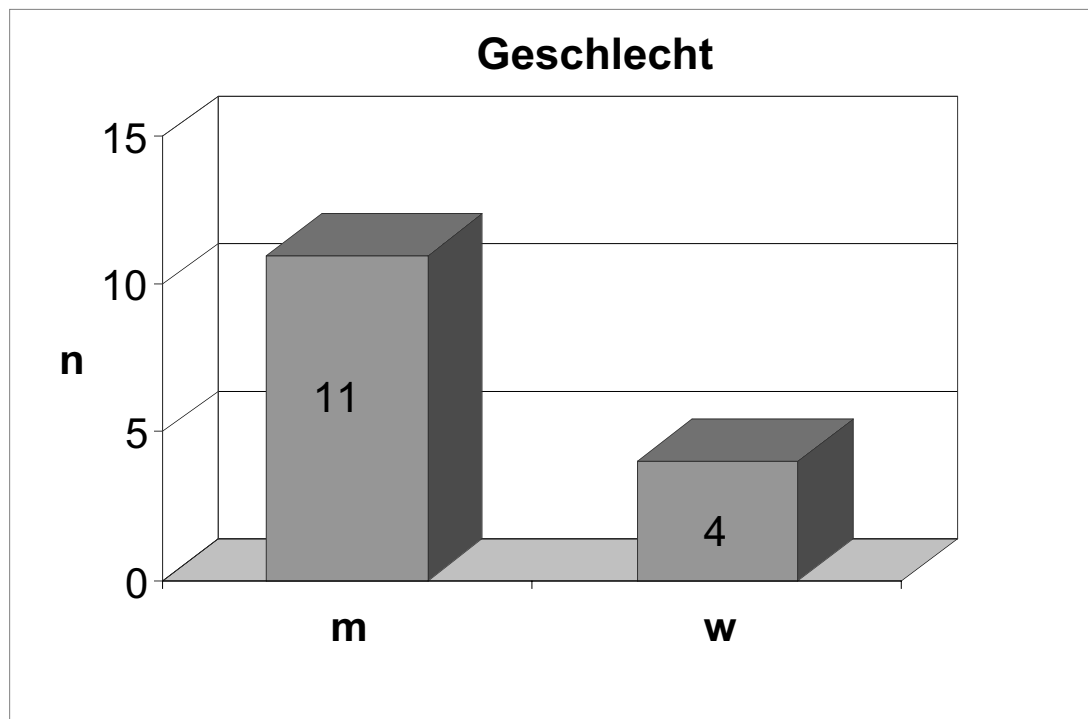


Abb. 2.2 Geschlechtsverteilung der Coxarthrosepatienten (n Patientenanzahl; m männlich; w weiblich)

In der Gruppe der Gonarthrose betrug das Verhältnis 4 Männer (26,7%) zu 11 Frauen (73,3%) (Abb. 2.3).

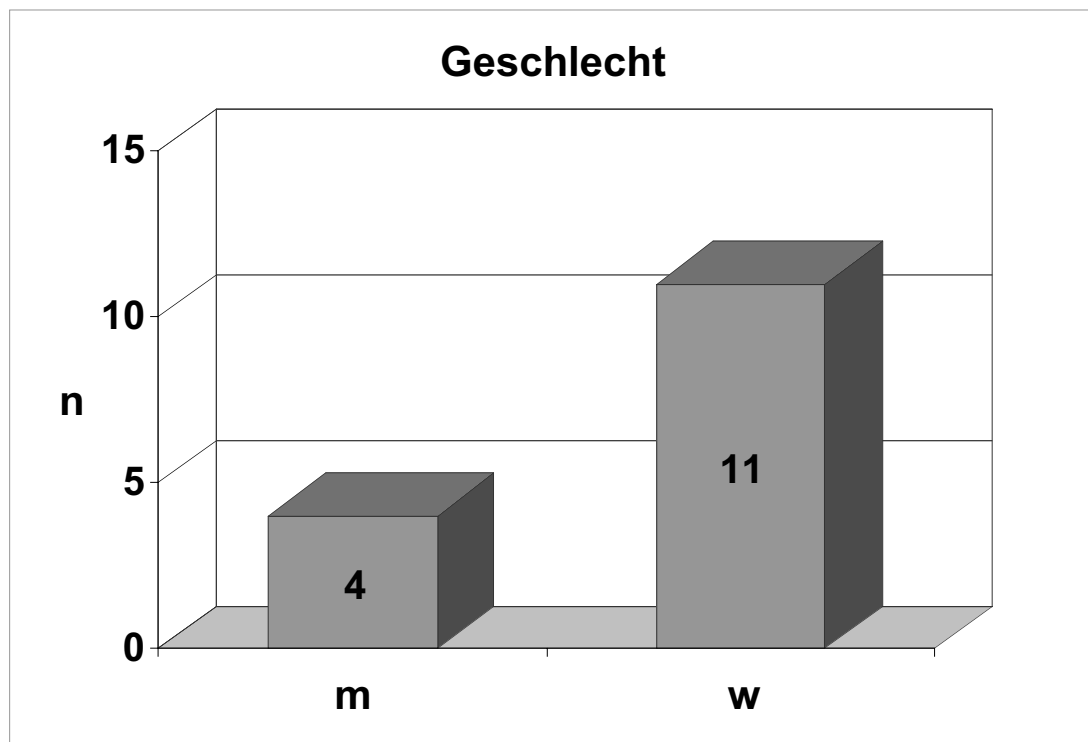


Abb. 2.3 Geschlechtsverteilung der Gonarthrosepatienten (n Patientenanzahl; m männlich; w weiblich)

2.4.2 Altersverteilung

2.4.2.1 Probanden

Die Altersspanne bei den weiblichen Probanden reichte von 21 Jahren bis 47 Jahren, bei einem Mittelwert von 30,44 Jahren. Bei den Männern war der jüngste Proband 19 Jahre und der älteste 40 Jahre. Der Mittelwert der männlichen Probanden lag bei 29,33 Jahren. Die Abbildung 2.4 vermittelt ein Überblick über die Altersverteilung in den verschiedenen Altersgruppen.

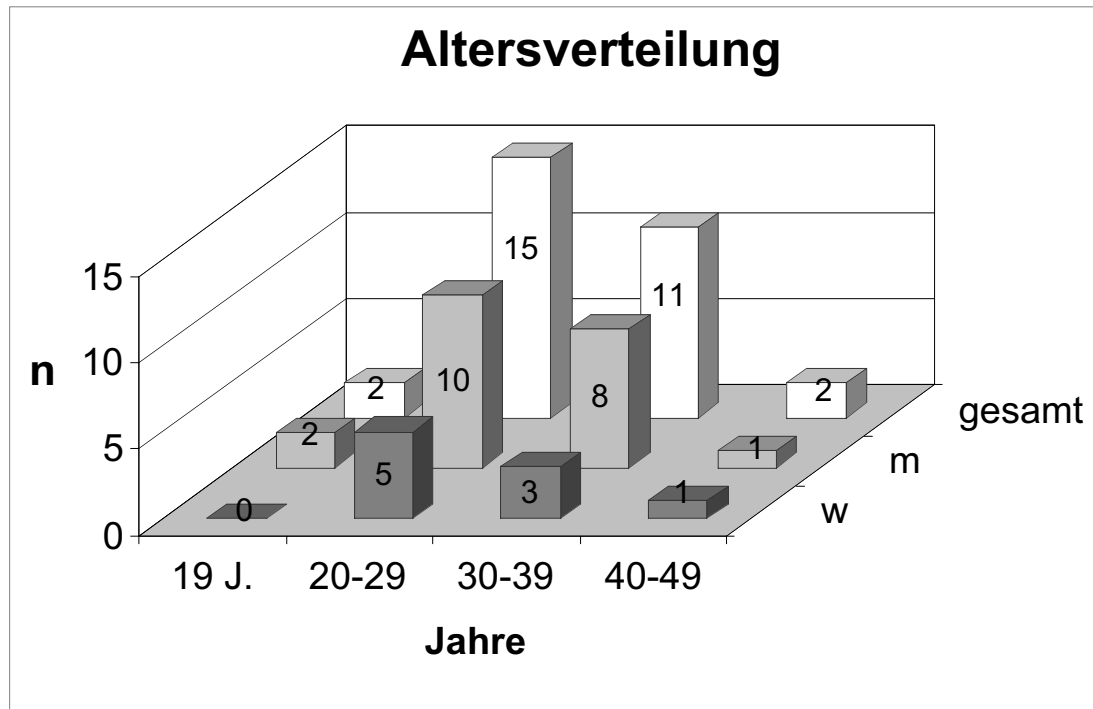


Abb. 2.4 Altersverteilung der Probanden (n Probandenanzahl; w weiblich; m männlich)

2.4.2.2 Patienten

Das Alter der weiblichen Patienten, die der Gruppe der Coxarthrose angehörten, reichte von 52 Jahren bis 75 Jahren. Der Mittelwert lag bei 64,5 Jahren. Bei den männlichen Patienten fand sich eine Altersspanne von 53 Jahren bis 74 Jahren und ein errechneter Mittelwert von 60,81 Jahren. Dies wird in der Abb. 2.5 verdeutlicht.

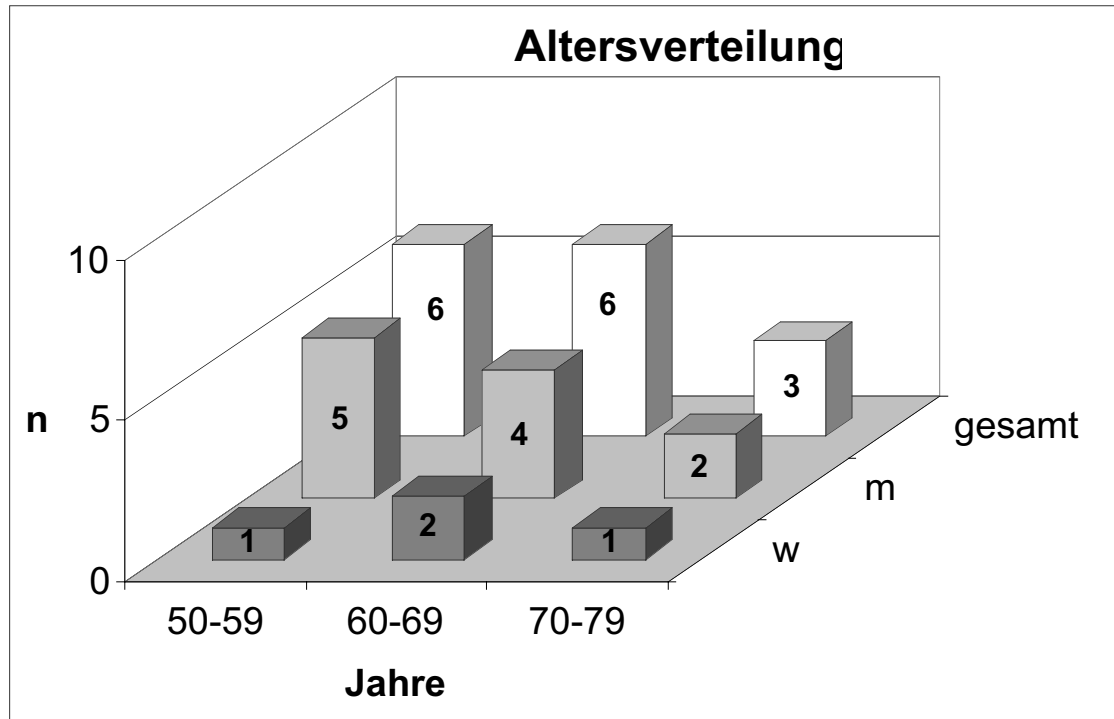


Abb. 2.5 Altersverteilung in der Gruppe der Coxarthrose (n Patientenanzahl; w weiblich; m männlich)

Bei den männlichen Patienten der Gruppe der Gonarthrose fand sich ein Alter zwischen 50 und 72 Jahren mit einem Mittelwert von 60,5 Jahren. Die Frauen hatten ein Alter von 65 Jahren bis 75 Jahren. Der Mittelwert betrug hier 70,1 Jahre. Einen Überblick hierfür verschafft Abb. 2.6.

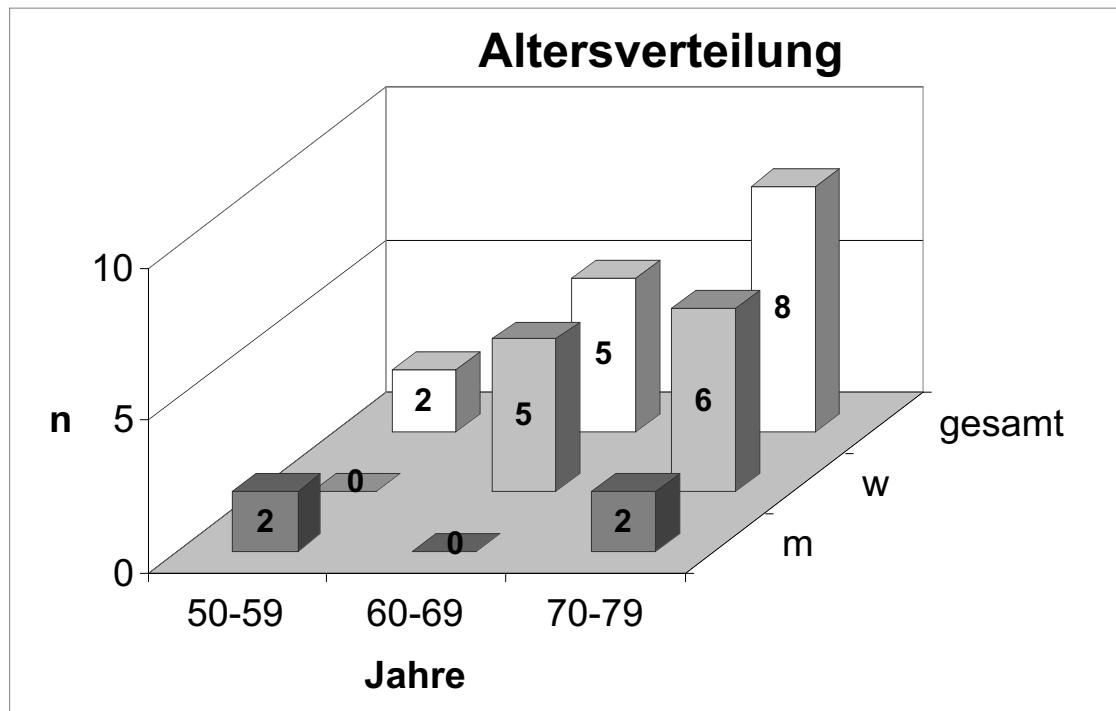


Abb.2.6 Altersverteilung in der Gruppe der Gonarthrose (n Patientenanzahl; m männlich; w weiblich)

2.4.3 Körpergewicht und Körpergröße

2.4.3.1 Probanden

Bei den Frauen fand sich durchschnittlich ein Körpergewicht von 63,6 kg und eine Körpergröße von 170 cm. Die Männer zeigten ein durchschnittliches Körpergewicht von 77,28 kg und Körpergröße von 181 cm.

2.4.3.2 Gruppe der Coxarthrose

Bei den weiblichen Patienten betrug der Durchschnitt für das Körpergewicht 72,5 kg und für die Körpergröße 159 cm. Die männlichen Patienten hatten ein durchschnittliches Körpergewicht von 85,72 kg und Körpergröße von 175 cm.

2.4.3.3 Gruppe der Gonarthrose

Hier lag bei den Männern die durchschnittliche Körpergröße und Körpergewicht bei 178 cm und 91,5 kg. Bei den weiblichen Patienten fand sich durchschnittlich eine Körpergröße von 165 cm und ein Körpergewicht von 81,1 kg.

2.4.4 Ätiologie der Arthrosen

Unter den 15 Patienten, die an eine Coxarthrose litten, fanden sich 9 Fälle (60%) mit einer primären Coxarthrose. Darunter hatten 3 Patienten eine Protrusionscoxarthrose. Die übrigen 6 Patienten (40%) litten an einer Dysplasiecoxarthrose. Die prozentuale Verteilung wird in der Abb. 2.7 wiedergegeben.

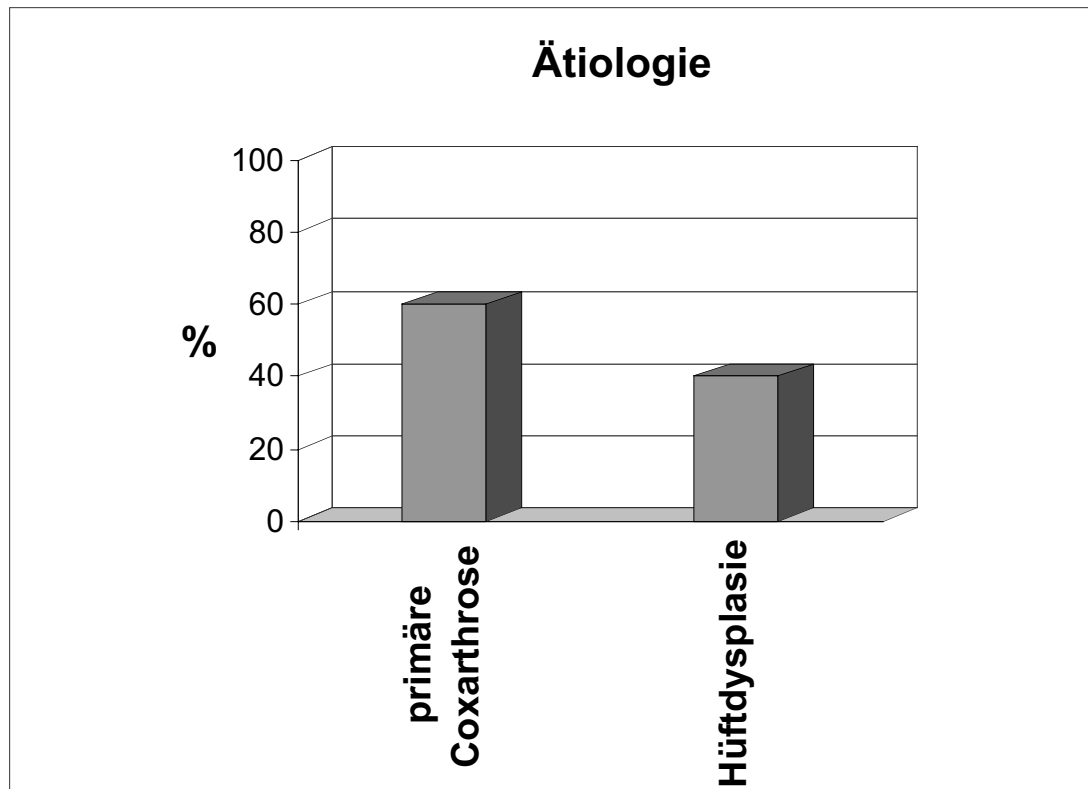


Abb. 2.7 Ätiologien der Coxarthrosen

Die Diagnose einer primären Gonarthrose führte in 14 Fällen (93,3%) zur Implantation einer Knieendoprothese. Bei einem Patienten (6,6%) war die Ursache seiner Gonarthrose posttraumatisch. Die Verteilung wird prozentual in der Abb. 2.8 dargestellt.

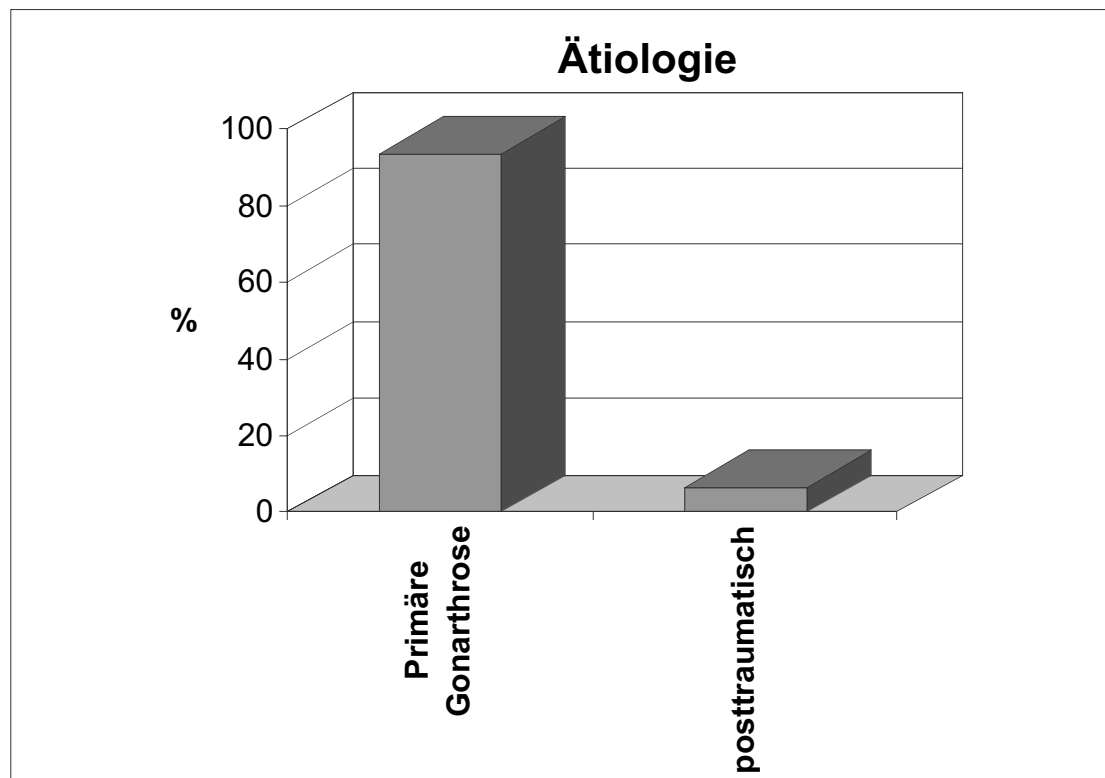


Abb. 2.8 Ätiologien der Gonarthrosen

2.4.5 Seitenlokalisation

Die Implantation einer Hüftendoprothese wurde in 6 Fällen (40%) rechts und in 9 Fällen (60%) links vorgenommen. Hinsichtlich der Implantation einer Knieendoprothese war bei 10 Patienten die rechte Seite (66,6%) und bei 5 Patienten die linke Seite (33,3%) betroffen.

2.4.6 Implantierte Prothesentypen

2.4.6.1 Hüftendoprothesen

Bei allen Patienten wurde das Marburger Hüftendoprothesensystem in einem transglutealen Zugang implantiert.

Es handelt sich hierbei um eine Hybrid-Lösung, d. h. eine zementfreie Pfanne kombiniert mit einem zementierten Schaft (Firma Sulzer, Schweiz). Diese wird seit August 1986 in der Klinik für Orthopädie in Marburg verwendet.

2.4.6.2 Knieendoprothesen

Hier wurde bei einem Patienten eine zementierte Insall-Burstein Endoprothese ohne Patellarückflächenersatz (Firma Zimmer, USA) implantiert. Den übrigen 14 Patienten implantierten wir eine zementierte Endoprothese Typ Nex Gen (Firma Zimmer, USA). Unter denen wurde nur bei einem die Patellarückfläche ersetzt.

2.4.7 Voroperationen

In der Gruppe der Coxarthrose war die kontralaterale Hüftseite bei 4 Patienten bereits in der Vergangenheit aufgrund einer symptomatischen Coxarthrose mit einer Endoprothese versorgt worden.

Dagegen gab es 5 Patienten in der Gruppe der Gonarthrose, bei denen das kontralaterale Kniegelenk in der Vergangenheit endoprothetisch ersetzt worden war. Bei einem anderen Patienten dieser Gruppe traf dies für sein kontralaterales Hüftgelenk zu.

2.5 Einschluß- und Ausschlußkriterien

2.5.1 Probandenkollektiv

Ausschlußkriterium in dieser Gruppe sind gesundheitliche Leiden, welche geeignet sind den physiologischen Gangablauf zu stören. Zu diesen Erkrankungen werden neurologische Störungen sowie orthopädische Probleme wie z.B. Arthrosen der unteren Extremitäten, Bandinstabilitäten, Beinlängendifferenzen ($>1\text{cm}$), Skoliosen und erhebliches Übergewicht (Body mass Index >31) gezählt. Unterschiede in Geschlecht und Alter wurden nicht berücksichtigt.

2.5.2 Patientenkollektiv

Hier wurden Patienten rekrutiert, welche an einer einseitigen symptomatischen Coxarthrose oder Gonarthrose litten. Sie durften jedoch keine weiteren symptomatischen Arthrosen der unteren Extremität oder andere orthopädische

bzw. neurologische Grunderkrankungen oder Deformitäten haben, die das Gangbild beeinträchtigen könnten.

Patienten mit einem bereits vorhandenen endoprothetischen Ersatz eines anderen Gelenkes der unteren Extremität, welcher in der Vergangenheit durchgeführt worden war und das Gelenk ein klinisch völlig unauffälliges Bild zeigte, wurden ebenfalls in die Studie eingeschlossen.

2.6 Durchführung und Zeitplan der Untersuchung

2.6.1 Studieneinschluß

Nach Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien wurden die Probanden und Patienten nach ausführlicher Anamnese und klinischer Untersuchung in diese prospektive Studie eingeschlossen. Sämtliche Nachuntersuchungen der Studienteilnehmer wurden vom Autor durchgeführt. Auf einen verblindeten Observer wurde verzichtet.

2.6.2 Probanden

Mit Hilfe eines optoelektronisches Systems wurde die normale Ganggeschwindigkeit der Probanden in Meter pro Sekunde gemessen, die wir dann in Kilometer pro Stunde umrechneten, da das Adal 3D Laufbandgerät auf diese Einheit eingestellt war.

Es folgte zuerst bei stehendem Laufband die Messung der vertikalen Kräfte. Anschließend wurde das Band langsam zum Laufen gebracht und die Probanden mußten ein Gewöhnungstraining absolvieren. Die Laufbandgeschwindigkeit wurde dann bis zum Erreichen der vorher berechneten normalen Ganggeschwindigkeit gesteigert. Als sie, nach einem individuellen Zeitbedarf, ein freies und flüssiges Gangbild zeigten, wurde die Messung vorgenommen. Weitere zwei Messungen wurden bei jeweils 30%ig reduzierter und gesteigerter Ausgangsgeschwindigkeit durchgeführt, so daß bei jedem Probanden insgesamt drei Messungen vorgenommen wurden.

2.6.3 Patienten

Nach dem gleichen Prinzip wurden auch die Patienten gemessen, und zwar jeweils prä- und postoperativ mit Ihrer normalen Ganggeschwindigkeit, welche zuvor auch mit Hilfe des optoelektronischen Systems ermittelt wurde. Die postoperative Messung erfolgte 12 Wochen nach der Implantation der Prothese.

Das Gehen auf dem Laufband erfolgte, sowohl bei den Patienten als auch bei den Probanden, barfuß.

2.7 Meßtechnische Ausrüstung

Zur Ganganalyse wurde ein Adal 3D Laufband der Firma Tecmachine (Andrézieux-Bouthéon Cedex/France) verwendet (Abb. 2.9). Dieses besteht aus zwei parallel zueinander rollenden Bändern, die eine Breite von jeweils 25 cm aufweisen. Sie sind 120 cm lang und der Abstand zwischen ihnen beträgt 4 mm. Die Bänder werden unabhängig von einander von zwei Motoren betrieben, die jeweils eine Antriebskraft von 3 kW aufweisen. Die Geschwindigkeitseinheit des Laufbandes ist Km/h. Die Kraftmessung erfolgt an jedem Fuß separat und zwar mit Hilfe von piezoelektrischen Sensoren, die unterhalb der beiden Bandflächen eingebracht sind. Das Adal 3D Laufbandgerät ist an einem Computer gekoppelt, der für die Datenerfassung zuständig ist. Dies geschieht mit Hilfe der Software des Adisoft Programmes, welches durch G.I.P Exercice (Saint Etienne) entwickelt worden ist. Seine drei Haupteigenschaften sind das Monitoring, die Erfassung und Auswertung der gemessenen Daten, welche eine objektive und detaillierte Ganganalyse möglich machen. Adisoft kann mit Windows an jedem PC betrieben werden.



Abb. 2.9 Adal 3D Laufband der Firma Tecmachine (Rue Benoit-Fourneyron/Z.I. Sud, 42166 Andrèzieux-Bouthéon Cedex France)

2.8 Meßdaten

2.8.1 Beschreibung

Das Adal 3D Laufband führt eine dynamische und kontinuierliche Messung der dreidimensionalen Komponenten der Bodenreaktionskräfte während eines Meßzyklus durch. Dieser umfaßt 20 Einzelschritte (Auflösung 50 Hz). Für alle ermittelten Kräfte werden die Mittelwerte inklusive Standardabweichungen errechnet. Die Vektoren der Bodenreaktionskräfte, die für jeden Fuß separat gemessen werden, sind folgende:

1. Vertikale Kräfte (F_y)
2. Sagittale Schubkräfte (F_x , in Gangrichtung)
3. Seitlich gerichtete Kräfte in der Frontalebene (F_z).

Weitere Parameter, die mit Hilfe der Adisoft Software, berechnet werden können, sind die Schrittlänge (stride (Std)), die Standbeinphase (stance (Stc)), die Doppelstandphase (double stance (dblstd)) und die entstehenden Impulse (Iy vertikaler Impuls; Ix1 abbremsender Impuls; Ix2 Antriebsimpuls; Iz1 medialer Impuls; Iz2 lateraler Impuls) in allen drei Krafrichtungen.

Ein Gangzyklus ist definiert vom initialen Bodenkontakt eines Beines bis zum nächsten initialen Bodenkontakt desselben Beines. Dieser läßt sich grob in die Stand- und Schwungphase unterteilen.

Die zeitliche Verlauf der dreidimensionalen Bodenreaktionskräften eines gesunden Probanden während eines Gehzyklus mit Schwung- und Standphase werden in den Abbildungen 2.10 bis 2.12 graphisch dargestellt.

In vertikaler Richtung kommt es beim Aufsetzen der Ferse normalerweise zu einem Anstieg der Vertikalkraft auf über 100% des Körpergewichtes (Fy1). Dies geschieht, wenn das Standbein das Körpergewicht übernimmt und sich nach dem federnden Einknicken wieder streckt. Bei diesem leichten Einknicken des Kniegelenks läßt sich an der graphischen Darstellung (Abb. 2.10) eine kleine Prellzacke (p) vermerken, die sehr variabel sein kann. Durch das Vorbeischwingen des Gegenbeines wird das Standbein entlastet und die Vertikalkraft fällt ab (Fy2). Anschließend muß der Körper nach vorne abgestoßen werden, damit er sich auf das neue Standbein verlagern kann. Hier steigt wiederum die Vertikalkraft und erreicht ein Maximum (Fy3). Mit der Entlastung des Standbeines geht die Standphase in die Schwungphase über. Der Augenblick, in dem beide Füße einen Bodenkontakt aufweisen, wird als Doppelstandphase bezeichnet (Hefti, 1997).

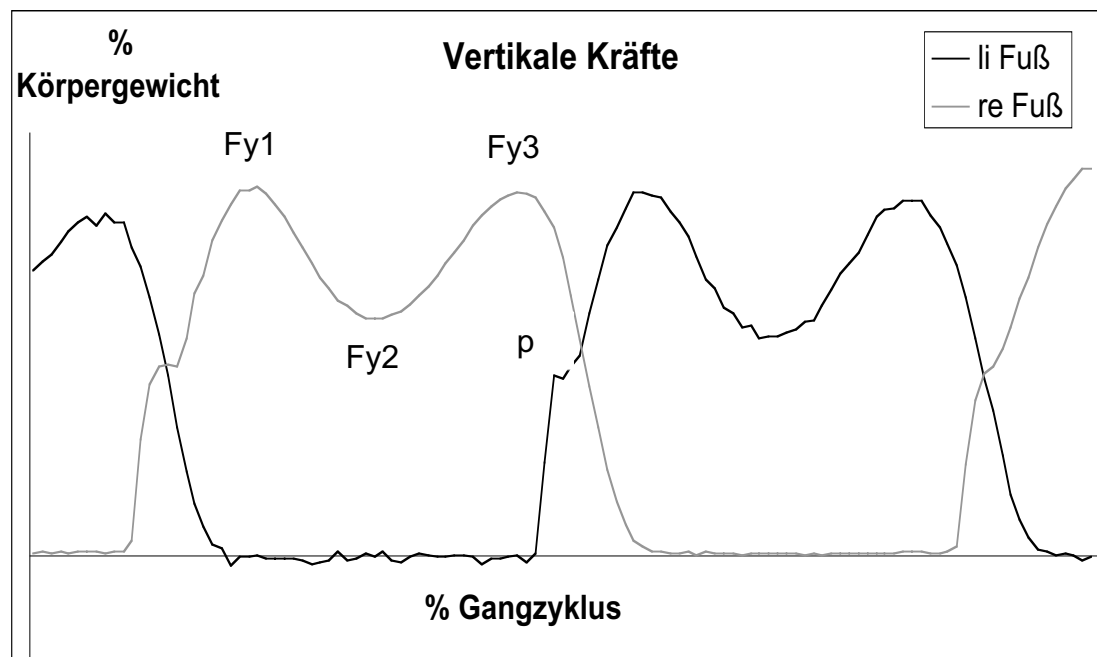


Abb. 2.10 Vertikale Bodenreaktionskräfte beider Füße beim Gesunden: p Prellzacke, verursacht durch das leichte abfedernde Einknicken des Kniegelenks beim Fersenauftritt; Fy1 erstes Maximum der Vertikalkraft zu Beginn der Standphase; Fy2 Entlastung beim Vorbeischwingen des Gegenbeines während der mittleren Standphase und Entwicklung einer vertikalen Minimumkraft zwischen den beiden vertikalen Maxima; Fy3 zweites Maximum der Vertikalkraft beim Abstoßen (Kräfte sind skaliert in % Körpergewicht)

In der sagittalen Ebene entstehen in Gangrichtung (nach vorne bzw. hinten) Bremskräfte als auch beschleunigende Kräfte. Während des Fersenauftrittes wirkt zunächst eine Bremskraft (Maximum F_{x1}), mit der beim federnden Einknicken des Kniegelenks das Körpergewicht gegen den Boden aufgefangen wird (Abb. 2.11). Kurz vor dem Abstoßen wird dann der Körper nach vorne beschleunigt und es entsteht eine maximale Antriebskraft (F_{x2}). Bei einem flüssigem Gangbild eines gesunden Menschen auf ebenem Boden sind Antrieb und Bremskraft ungefähr gleich groß.

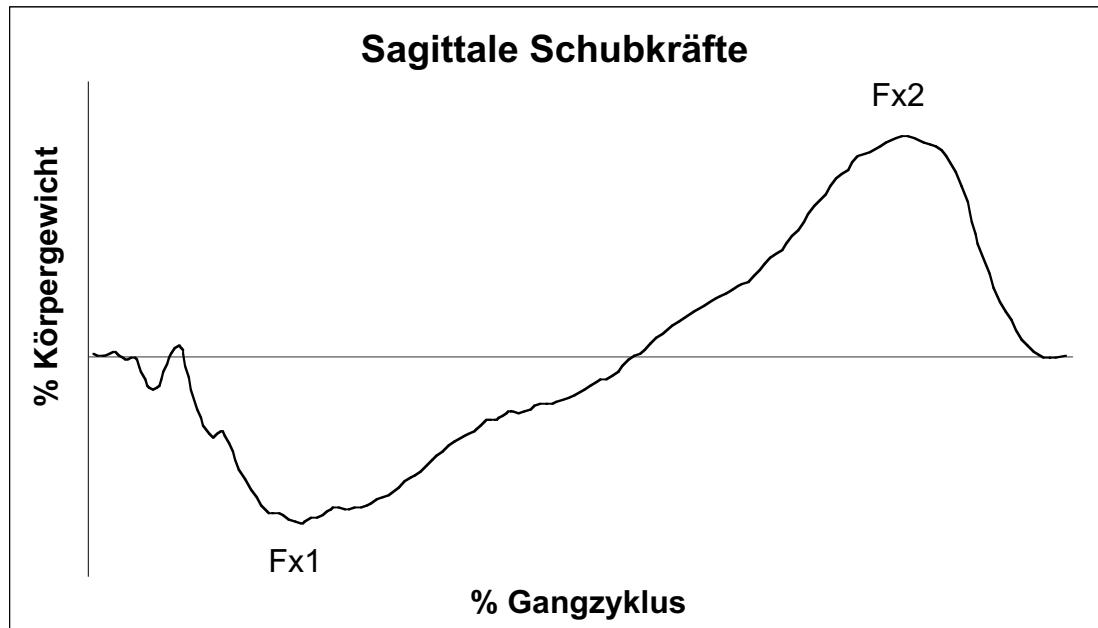


Abb. 2.11 Sagittale Bodenreaktionskräfte eines Fußes (posterior-anterior) beim Gesunden (Fx1 maximale Bremskraft beim Fersenauftritt; Fx2 maximale Antriebskraft kurz vor dem Abstoßen; Skalierung der Kräfte in % Körpergewicht)

Die seitlich gerichteten Kräfte in der Frontalebene werden anfangs durch die leichte physiologische Zirkumduktion des Beines in der Schwungphase beeinflusst. Diese führt zu einem Aufsetzen der Ferse von lateral gegen medial, so daß beim initialen Bodenkontakt in der Kurvendarstellung (Abb. 2.12) eine medial gerichtete Zacke (Maximum Fz1) zu verzeichnen ist. Anschließend wirkt eine nach lateral gerichtete Kraft (Maximum Fz2), da der Körper über das Standbein nach lateral abgestützt werden muß (Hefti, 1997).

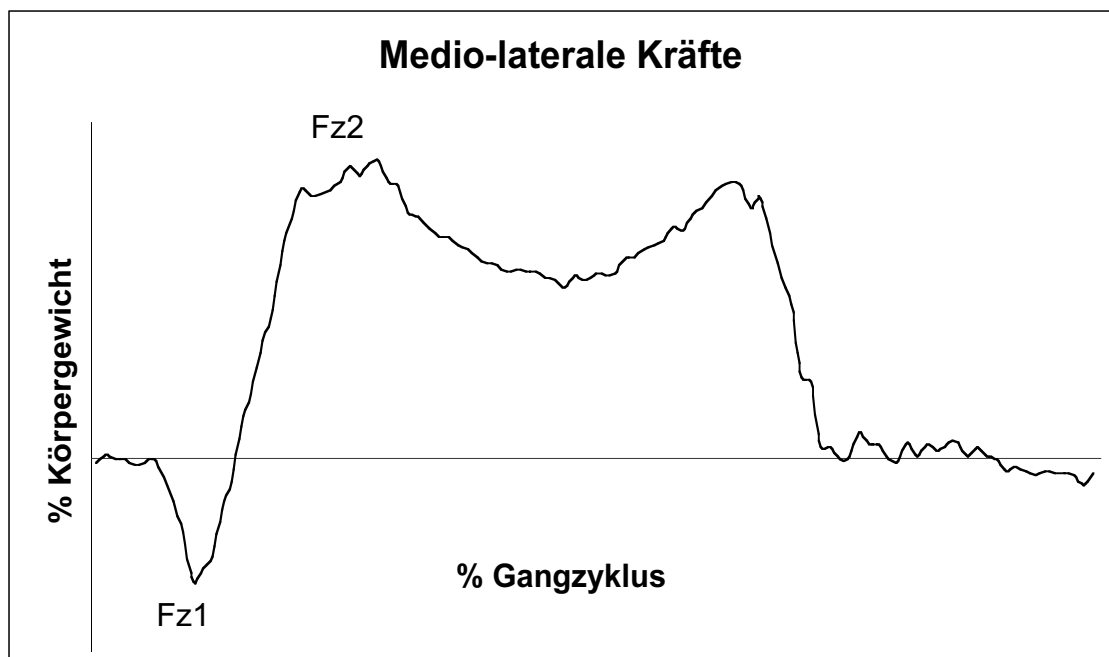


Abb. 2.12 Medio-laterale Bodenreaktionskräfte eines Fußes beim Gesunden (Fz1 maximale mediale Kraft; Fz2 maximale laterale Kraft; Skalierung der Kräfte in % Körpergewicht)

2.8.2 Methodik der Datenauswertung

2.8.2.1 Probanden

Wie bereits erwähnt, wurde jeder der 30 Probanden insgesamt mit drei verschiedenen Laufbandgeschwindigkeiten gemessen, angefangen mit Ihrer normalen Ganggeschwindigkeit, die vorher mit einem optoelektronischen System ermittelt wurde. Mit ihrer 30%ig geminderten und gesteigerten Ausgangsgeschwindigkeit wurden anschließend weitere zwei Messungen vorgenommen.

Durch diese Messungen am Probandenkollektiv sollte gezeigt werden, ob und in welchem Ausmaß der Geschwindigkeitsparameter die dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte beeinflussen kann. Ob ein linearer Einfluß zwischen der Ganggeschwindigkeit und der Kraftkomponenten einschließlich den dreidimensionalen Impulsen besteht, wurde mit Hilfe von linearen Regressionsanalysen und der Berechnung des Bestimmtheitsmaßes r^2 überprüft. Die Parameter der Regressionsgeraden $y = m \cdot x + b$ berechnen sich nach Formel 2-1.

Die Güte der Approximation der Meßpunkte durch die Regressionsgerade läßt sich mit dem Korrelationskoeffizienten r oder nach Formel 2-2 mit dem als Bestimmtheitsmaß bezeichneten r^2 quantifizieren.

Regressionsgerade $y = m x + b$

$$m = \frac{n \cdot \sum_{\mu=1}^n x_{\mu} y_{\mu} - \sum_{\mu=1}^n x_{\mu} \cdot \sum_{\mu=1}^n y_{\mu}}{n \cdot \sum_{\mu=1}^n x_{\mu}^2 - \left(\sum_{\mu=1}^n x_{\mu} \right)^2},$$

$$b = \frac{\sum_{\mu=1}^n x_{\mu}^2 \cdot \sum_{\mu=1}^n y_{\mu} - \sum_{\mu=1}^n x_{\mu} \cdot \sum_{\mu=1}^n x_{\mu} y_{\mu}}{n \cdot \sum_{\mu=1}^n x_{\mu}^2 - \left(\sum_{\mu=1}^n x_{\mu} \right)^2},$$

Steigung m,

Vertikalverschiebung b,

unabhängige Variablen x_{μ} ,

abhängige Variablen y_{μ} ,

Anzahl der Datenpunkte n.

Formel 2-1. Berechnung der Parameter der Regressionsgeraden.

Bestimmtheitsmaß r^2

$$r^2 = \frac{\left(\sum_{\mu=1}^n x_{\mu} y_{\mu} - \frac{1}{n} \cdot \sum_{\mu=1}^n x_{\mu} \cdot \sum_{\mu=1}^n y_{\mu} \right)^2}{\left[\sum_{\mu=1}^n x_{\mu}^2 - \frac{1}{n} \cdot \left(\sum_{\mu=1}^n x_{\mu} \right)^2 \right] \cdot \left[\sum_{\mu=1}^n y_{\mu}^2 - \frac{1}{n} \cdot \left(\sum_{\mu=1}^n y_{\mu} \right)^2 \right]},$$

Bestimmtheitsmaß r^2 ,

unabhängige Variablen x_{μ} ,

abhängige Variablen y_{μ} ,

Anzahl der Datenpunkte n.

Formel 2-2. Berechnung des Bestimmtheitsmaßes r^2 .

2.8.2.2 Patienten

Bei den Patienten werden die präoperativen Meßdaten mit den postoperativen verglichen. Beide Messungen, präoperativ und postoperativ, wurden mit der normalen Ganggeschwindigkeit jedes Patienten vorgenommen, die anfangs mit dem optoelektronischen System ermittelt worden war. Die Daten, die miteinander verglichen wurden, sind die vertikalen Bodenreaktionskräfte (Kraftmaxima F_{y1} und F_{y3} , Kraftminimum F_{y2} zwischen den beiden Maxima; mittlere Kraft F_{ym}), die sagittalen Schubkräfte (maximale abbremssende Kraft F_{x1} , mittlere abbremssende Kraft F_{x1m} , maximale Antriebskraft F_{x2} , mittlere Antriebskraft F_{x2m}), die seitlich gerichteten Kräfte (maximale mediale Kraft F_{z1} , mittlere mediale Kraft F_{z1m} , maximale laterale Kraft F_{z2} , mittlere laterale Kraft F_{z2m}). Zusätzlich wurden die Standbeinphasen (stance (Stc)) und die Impulse der Bodenreaktionskräften (vertikaler Impuls I_y , abbremssender Impuls I_{x1} , Antriebsimpuls I_{x2} , medialer Impuls I_{z1} und lateraler Impuls I_{z2}) miteinander verglichen. Alle diese Parameter wurden sowohl für die operierte als auch für die gesunde Seite bestimmt, um eventuell stattgefundenene Kompensationsmechanismen aufzudecken. Die Änderungen der Daten wurden ohne Berücksichtigung des Vorzeichens betragsmäßig diskutiert. Signifikante Veränderungen ($p < 0,05$) wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Tests erfaßt.

3 Ergebnisse

3.1 Probanden

3.1.1 Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit

Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit der Probanden beträgt 4,51 Km/h, mit einer Standardabweichung von 0,46 Km/h. Die höchste Geschwindigkeit, die gemessen wurde war 5,42 Km/h und die niedrigste 3,38 Km/h.

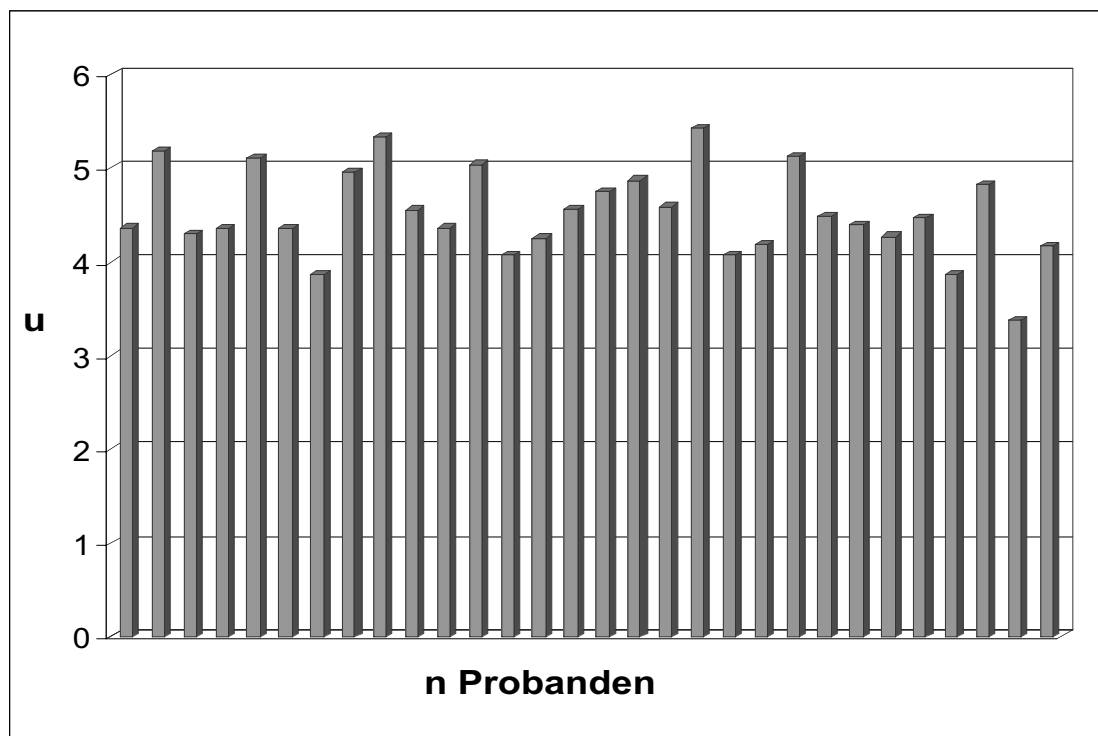


Abb. 3.1 Die Ganggeschwindigkeit der Probanden
(u Ganggeschwindigkeit in Km/h; n=30 Probanden)

3.1.2 Einfluß des Geschwindigkeitsparameters auf die dreidimensionale Bodenreaktionskräfte

3.1.2.1 Vertikale Komponenten

Eine relativ gute Linearität von Geschwindigkeit und Kraft, die durch die hohen Bestimmtheitsmaßen r_{u} bestätigt wird, zeigt sich bei dem vertikalen Kraftmaximum F_{y1} und dem vertikalen Minimum F_{y2} beider Füße, sowie auch

beim beidseitigen vertikalen Impuls Iy. Dies wird durch die folgenden Regressionsanalysen veranschaulicht.

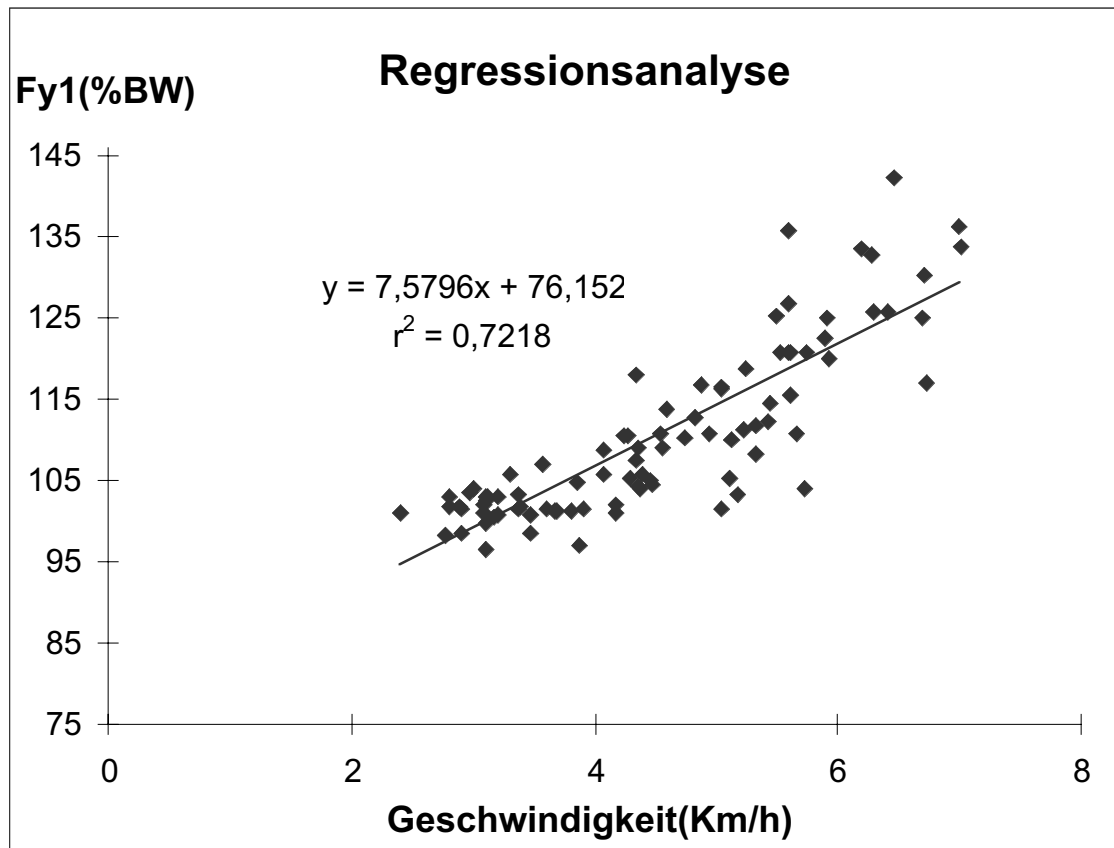


Abb. 3.2 Nahezu lineare Zunahme der vertikalen Maximalkraft Fy1 des rechten Fußes (skaliert in % Körpergewicht) bei steigender Ganggeschwindigkeit; beschrieben durch die Regressionsgerade $y=7,5x+76,1$ (wobei Steigung $a=7,5$ und Achsenabschnitt $b=76,1$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2=0,7218$

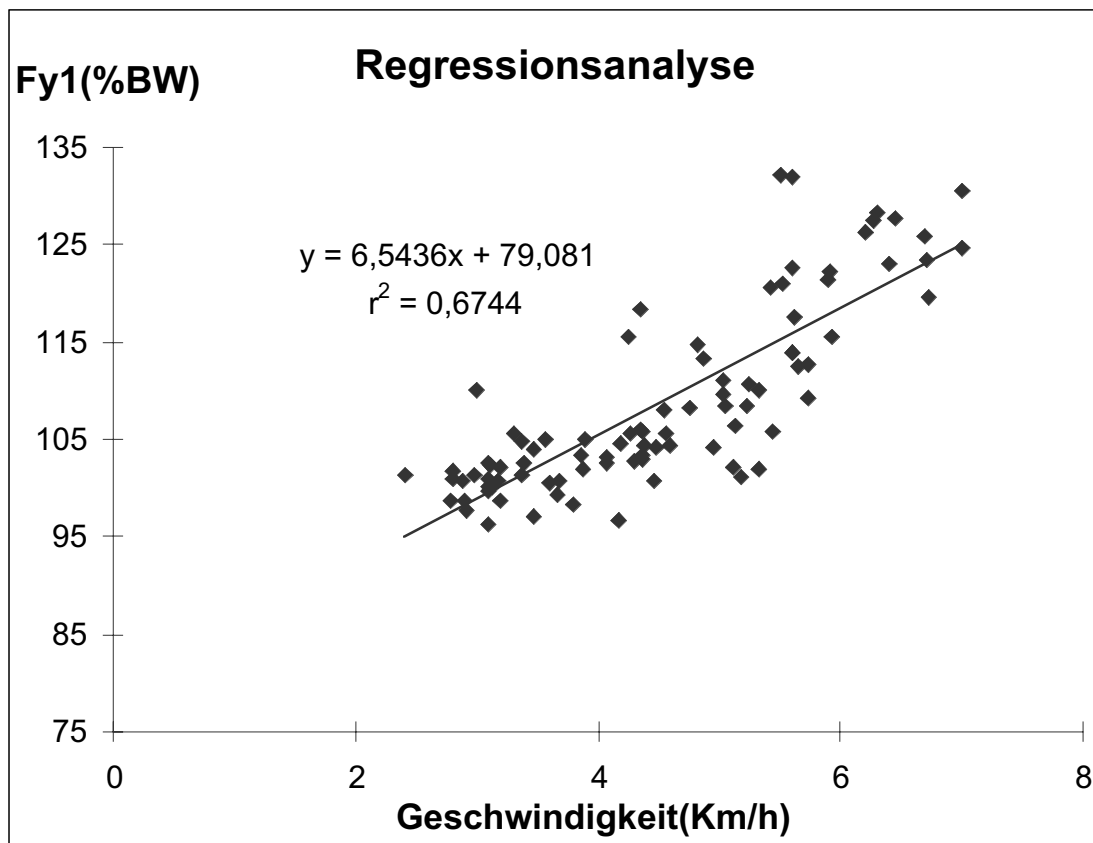


Abb. 3.3 Bei steigender Ganggeschwindigkeit wird kontinuierliche Zunahme der vertikalen Maximalkraft Fy1 des linken Fußes (skaliert in % Körpergewicht) beobachtet; beschrieben durch die Regressionsgerade $y=6,5x+79$ (Steigung $a=6,5$ und Achsenabschnitt $b=79$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2=0,6744$

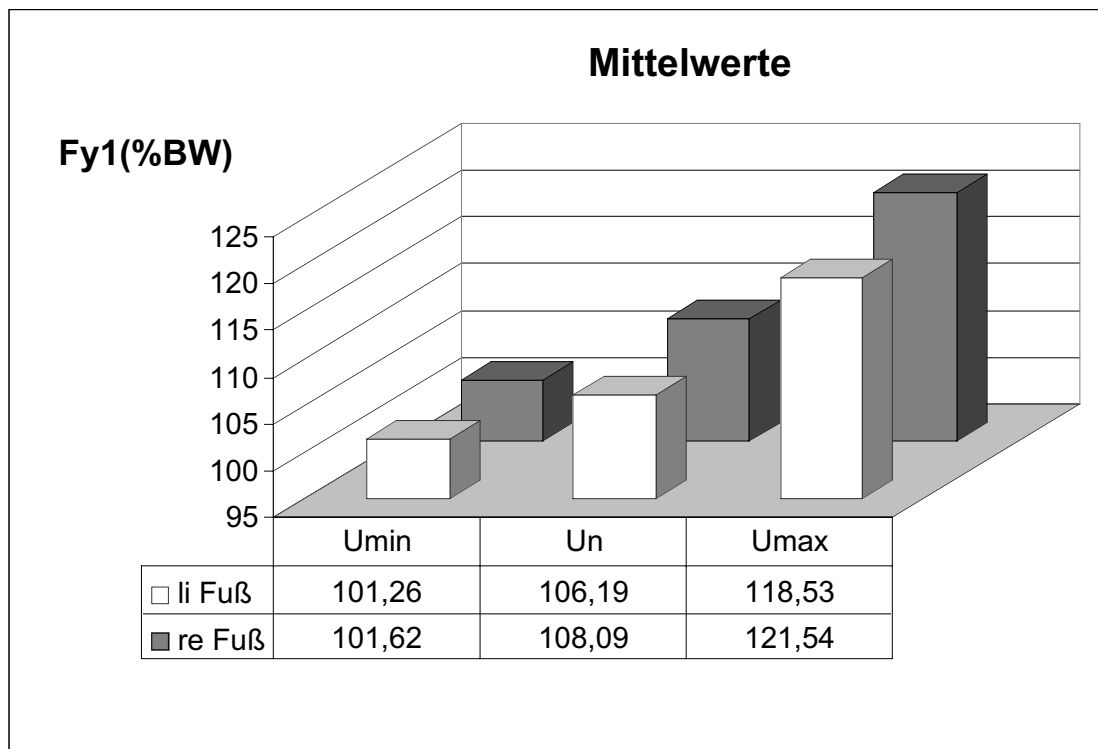


Abb. 3.4 Graphische Darstellung des guten linearen Zusammenhangs zwischen Fy1 (durchschnittliche vertikale Maximalkraft der 30 Probanden, skaliert in % Körpergewicht) und durchschnittlicher Ganggeschwindigkeit (Km/h) der Probanden (Umin=3,20Km/h durchschnittliche 30%ig reduzierte Ausgangsgeschwindigkeit; Un=4,51Km/h durchschnittliche normale Ganggeschwindigkeit; Umax=5,84Km/h durchschnittliche 30%ig gesteigerte Ausgangsgeschwindigkeit)

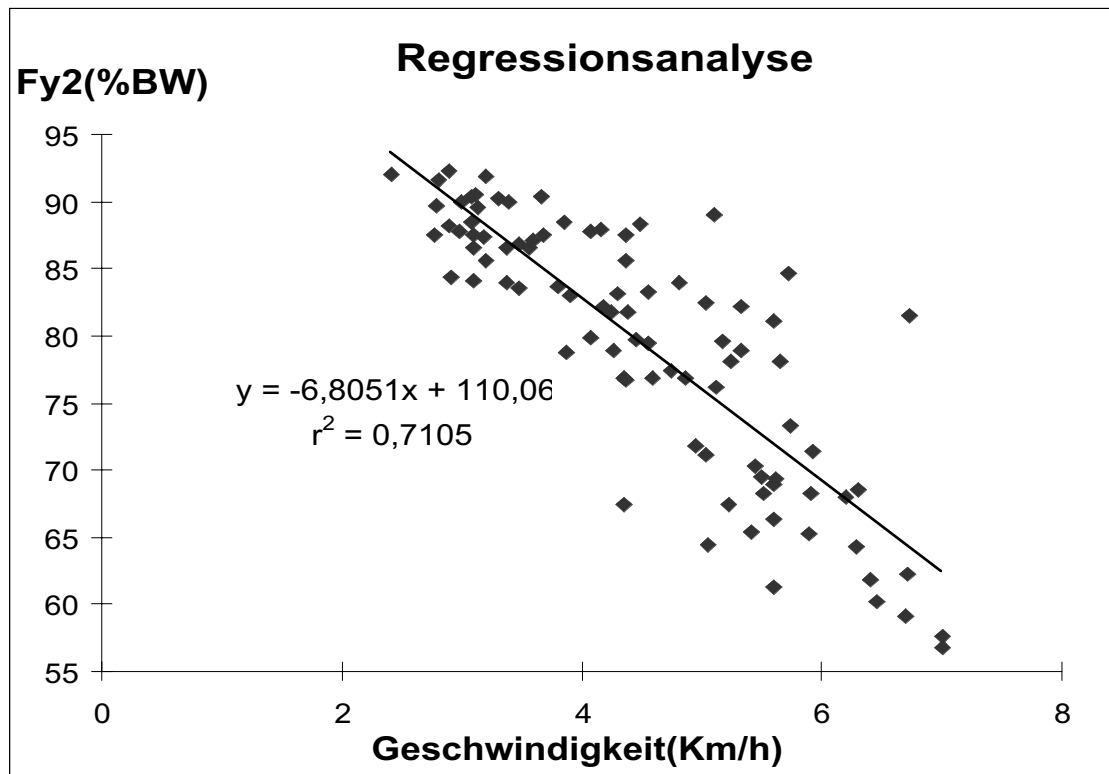


Abb. 3.5 Nahezu lineare Abnahme der vertikalen Minimumkraft Fy2 (Minimum zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3) des rechten Fußes (skaliert in % Körpergewicht) bei steigender Ganggeschwindigkeit der Probanden; dies wird durch die Regressionsgerade $y = -6,8x + 110$ (Steigung $a = -6,8$ und Achsenabschnitt $b = 110$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,7105$ beschrieben.

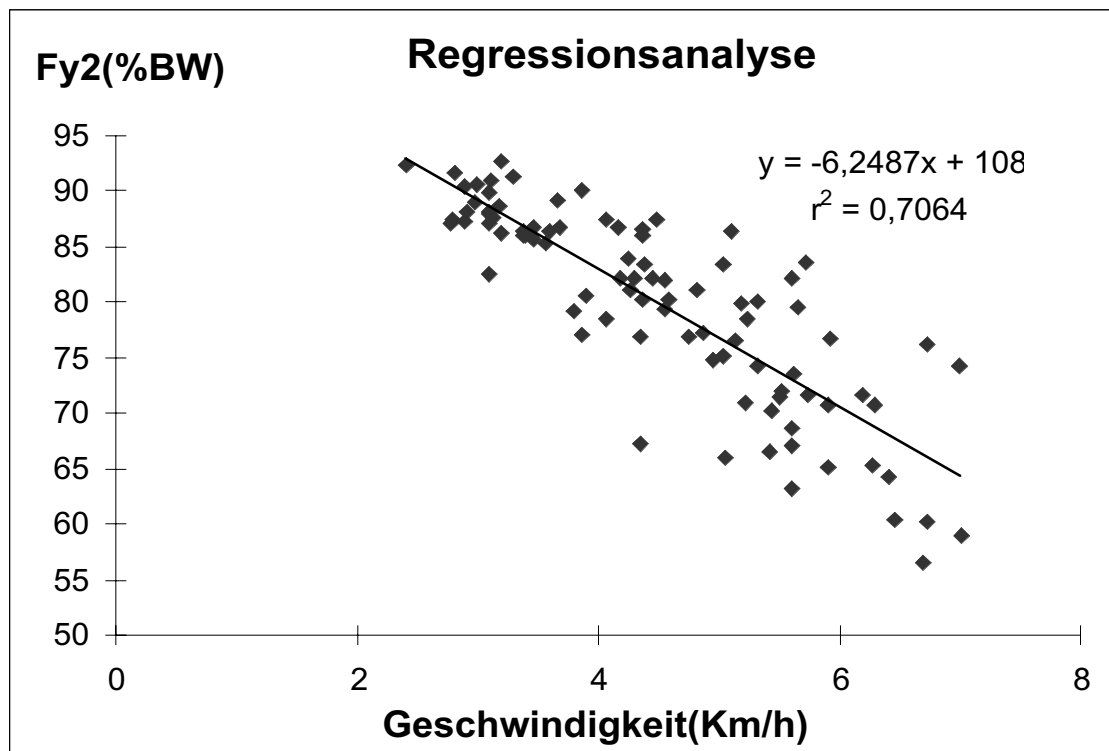


Abb. 3.6 Nahezu lineare Abnahme der vertikalen Minimumkraft Fy2 (Minimum zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3) des linken Fußes (skaliert in % Körpergewicht) bei steigender Ganggeschwindigkeit der Probanden; beschrieben durch die Regressionsgerade $y = -6,2x + 108$ (Steigung $a = -6,2$ und Achsenabschnitt $b = 108$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,7064$

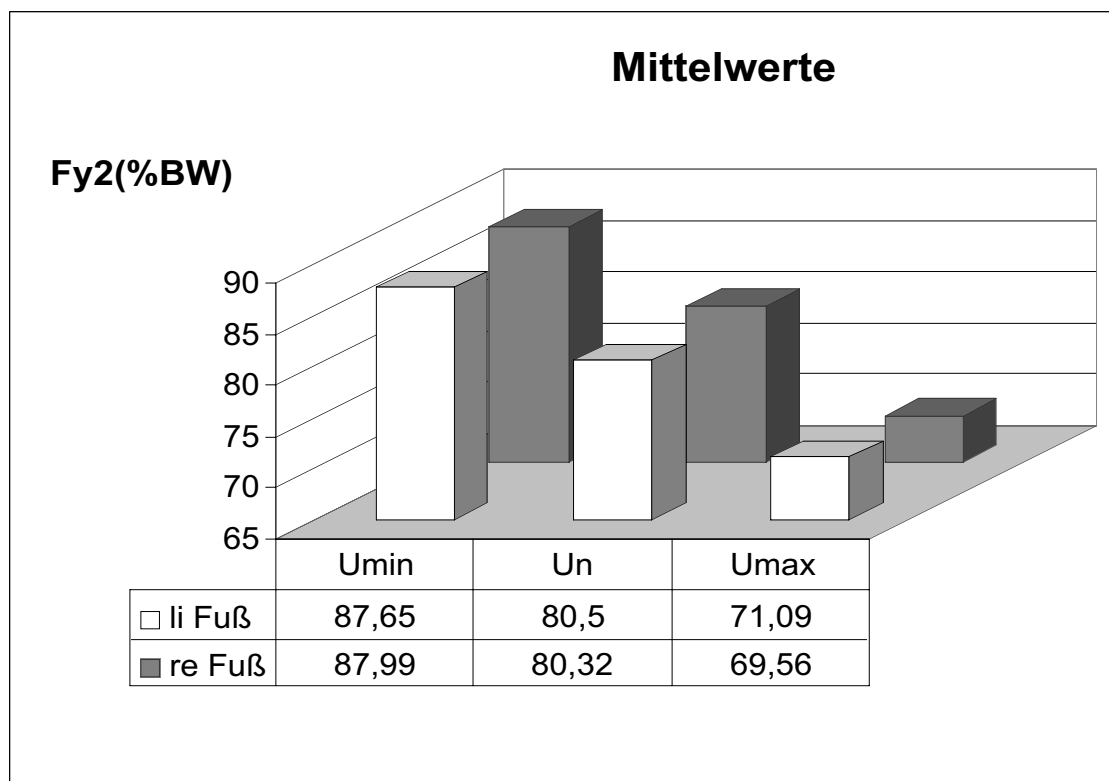


Abb. 3.7 Graphische Darstellung des linearen Zusammenhangs zwischen durchschnittlicher vertikaler Minimumkraft Fy2 (zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3 gelegenes Minimum; skaliert in % Körpergewicht) und Ganggeschwindigkeit der Probanden (Umin=3,20Km/h durchschnittliche 30%ig reduzierte Ausgangsgeschwindigkeit; Un=4,51Km/h durchschnittliche normale Ganggeschwindigkeit; Umax=5,84Km/h durchschnittliche 30%ig gesteigerte Ausgangsgeschwindigkeit)

Während bei den Kräften Fy1 und Fy2 gute lineare Zusammenhänge mit der Ganggeschwindigkeit gezeigt werden konnten, konnte dies für Fy3 (vertikale Maximalkraft während des Abstoßens), Fym (mittlere vertikale Kraft) und die Standphasen (Stc) beider Füße nicht bestätigt werden. Hier war eine schlechte Linearität zu erkennen, welche durch einzelne Regressionsanalysen nachgewiesen wurde. Einige davon werden im Anhang aufgelistet.

Dagegen konnte ein relativ guter linearer Zusammenhang zwischen dem vertikalen Impuls (Iy) und der Geschwindigkeit gezeigt werden (Abb. 3.8 und 3.9).

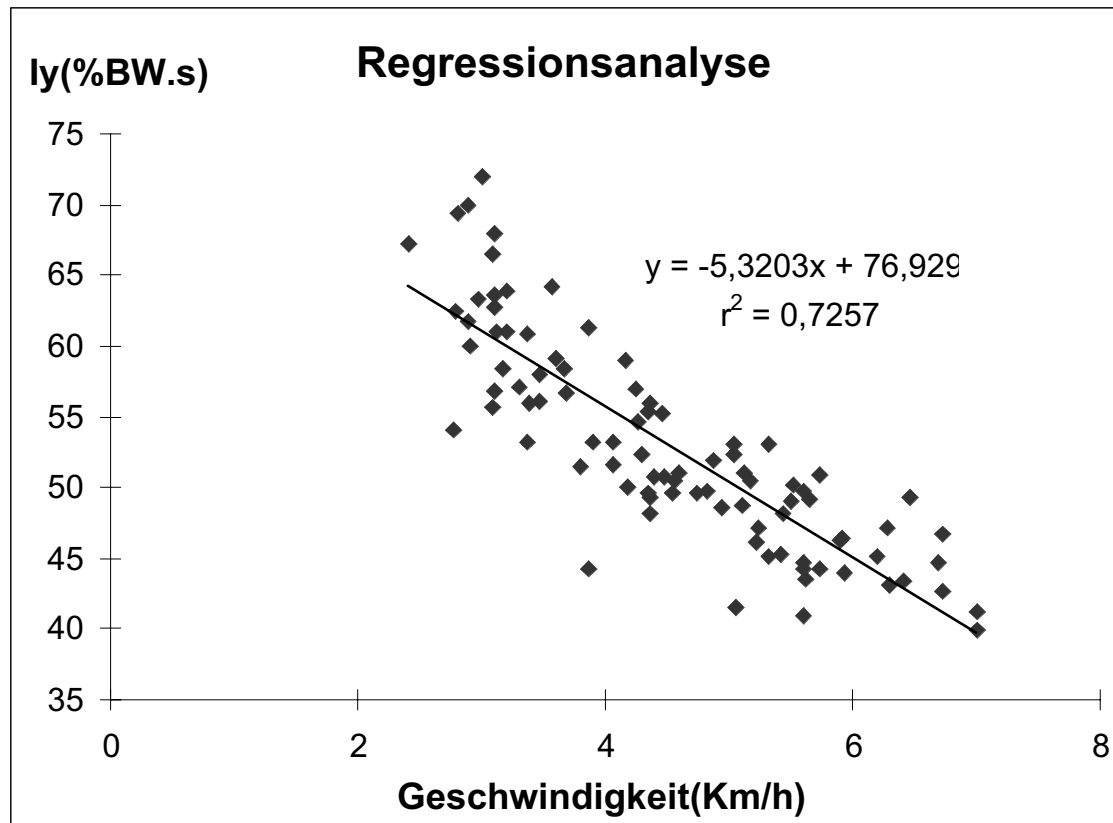


Abb. 3.8 Kontinuierliche Abnahme des vertikalen Impulses Iy des rechten Fußes (skaliert in % Körpergewicht mal Sekunden) bei steigender Ganggeschwindigkeit der Probanden; beschrieben durch die Regressionsgerade $y = -5,3x + 76,9$ (wobei Steigung $a = -5,3$ und Achsenabschnitt $b = 76,9$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,7257$

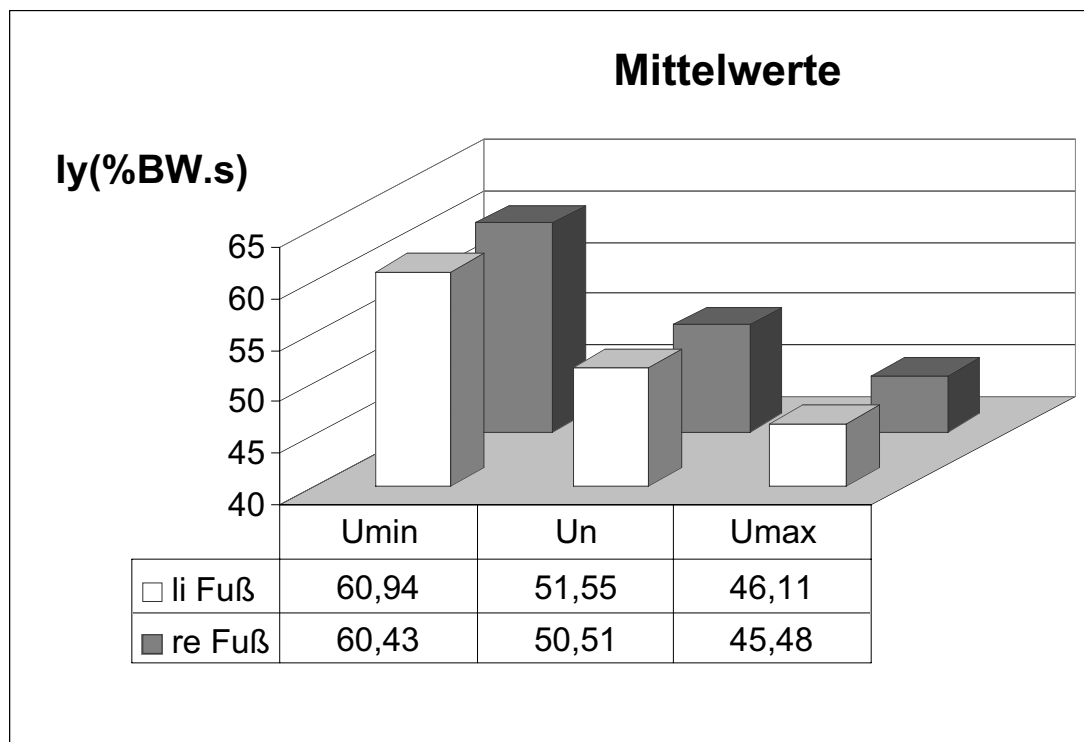


Abb. 3.9 Graphische Darstellung des linearen Zusammenhangs zwischen durchschnittlichem vertikalen Impuls I_y (skaliert in % Körpergewicht mal Sekunden) und Ganggeschwindigkeit der Probanden ($U_{min}=3,20\text{Km/h}$ durchschnittliche 30%ig reduzierte Ausgangsgeschwindigkeit; $U_n=4,51\text{Km/h}$ durchschnittliche normale Ganggeschwindigkeit; $U_{max}=5,84\text{Km/h}$ durchschnittliche 30%ig gesteigerte Ausgangsgeschwindigkeit)

3.1.2.2 Sagittale Komponenten

Bei den Schubkräften konnten die durchgeführten Regressionsanalysen relativ gute lineare Beziehungen zwischen der Geschwindigkeit und den Kräften F_{x1} (maximale abbremsende Kraft), F_{x2} (maximale Antriebskraft), F_{x1m} (mittlere abbremsende Kraft), F_{x2m} (mittlere Antriebskraft) zeigen. Einige davon werden durch die Abbildungen 3.10 und 3.11 verdeutlicht.

Dagegen war die Linearität zwischen der Geschwindigkeit und den Impulsen I_{x1} und I_{x2} schlecht.

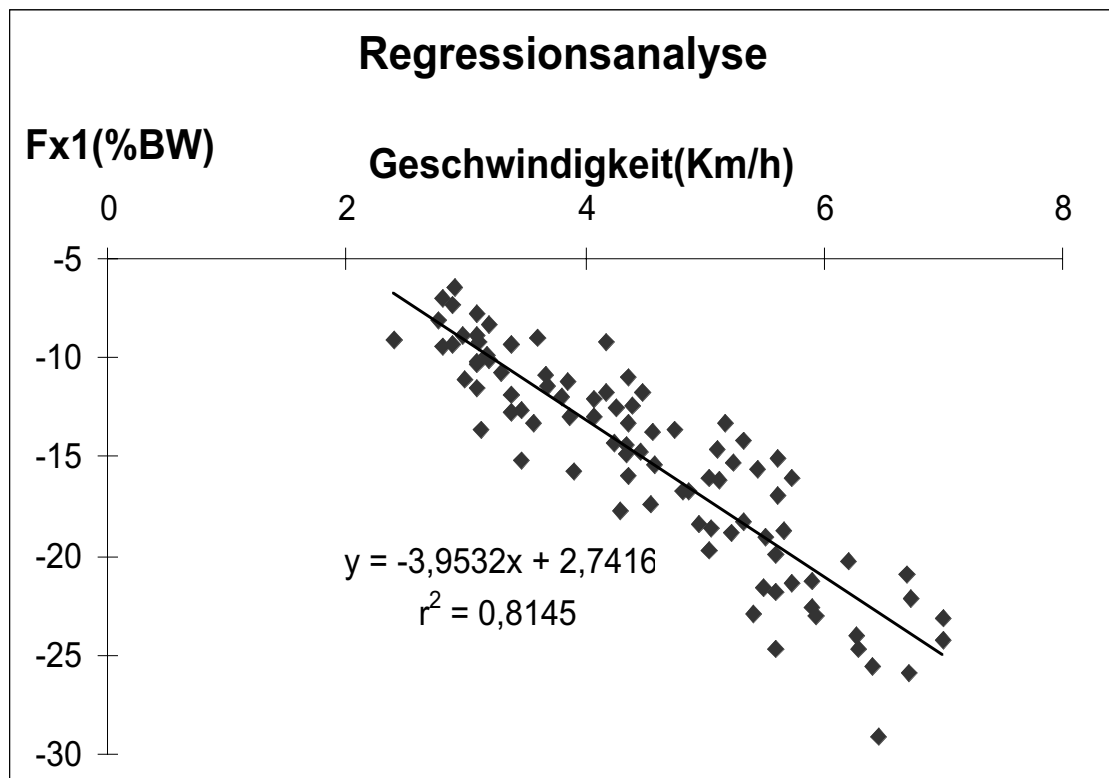


Abb. 3.10 Nahezu lineare Zunahme der abbremsenden Kraft Fx1 des linken Fußes (skaliert in % Körpergewicht) mit steigender Ganggeschwindigkeit der Probanden; dies wird durch die Regressionsgerade $y = -3,9x + 2,7$ (wobei Steigung $a = -3,9$ und Achsenabschnitt $b = 2,7$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,8145$ beschrieben

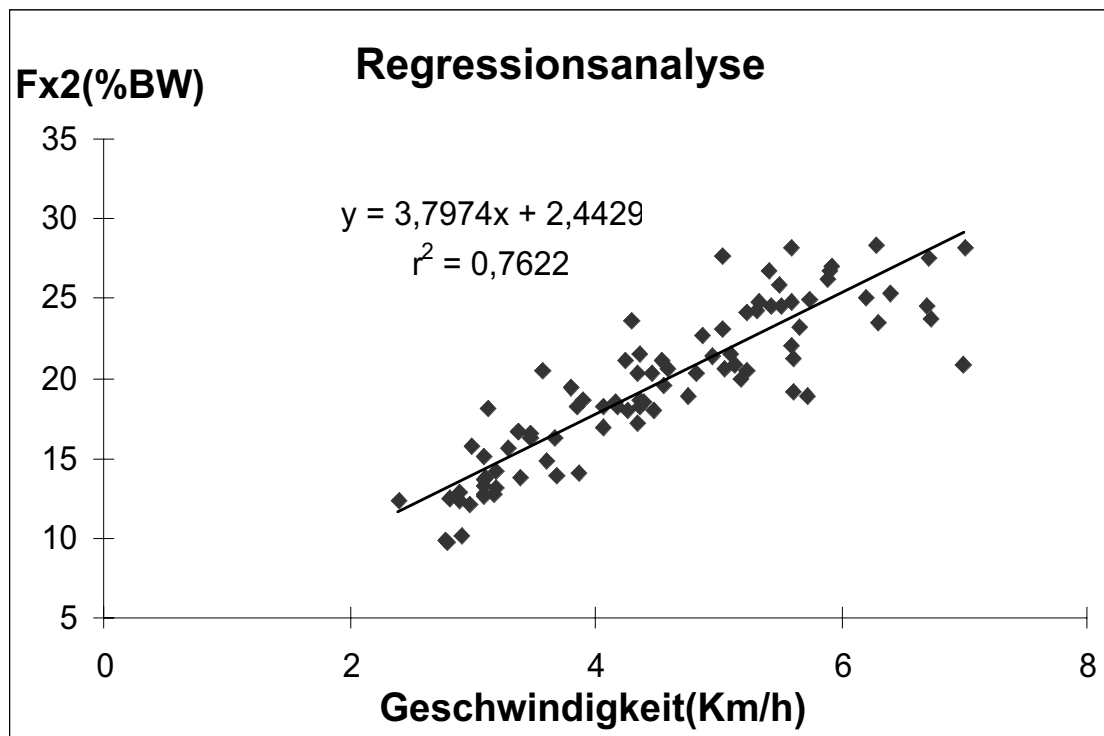


Abb. 3.11 Nahezu lineare Zunahme der Antriebskraft Fx2 des rechten Fußes (skaliert in % Körpergewicht) mit steigender Ganggeschwindigkeit der Probanden; Regressionsgleichung $y=3,7x+2,4$ (Steigung $a=3,7$ und Achsenabschnitt $b=2,4$) und Bestimmtheitsmaß $r^2=0,7622$

3.1.2.3 Mediale und laterale Komponenten

Die hier vorgenommenen Regressionsanalysen brachten uns die Erkenntnis, daß der Geschwindigkeitsparameter keinen linearen Einfluß auf die seitlich gerichteten Bodenreaktionskräfte hat.

3.2 Patienten

3.2.1 Vertikale Komponenten

3.2.1.1 Gruppe der Coxarthrose

Beim Vergleich der präoperativen vertikalen Bodenreaktionskräften der operierten Seite mit den postoperativen, zeigen sich, nach Anwendung des Wilcoxon-Tests, signifikante Veränderungen ($p < 0,05$) für das Kraftminimum Fy2 (zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3 gelegenes Minimum). Bei 11 Patienten (73,3%) war Fy2 postoperativ höher als präoperativ. Bei den übrigen 4 Patienten (26,6%) war Fy2 präoperativ höher. Eine Übersicht gibt Abb. 3.12 wieder.

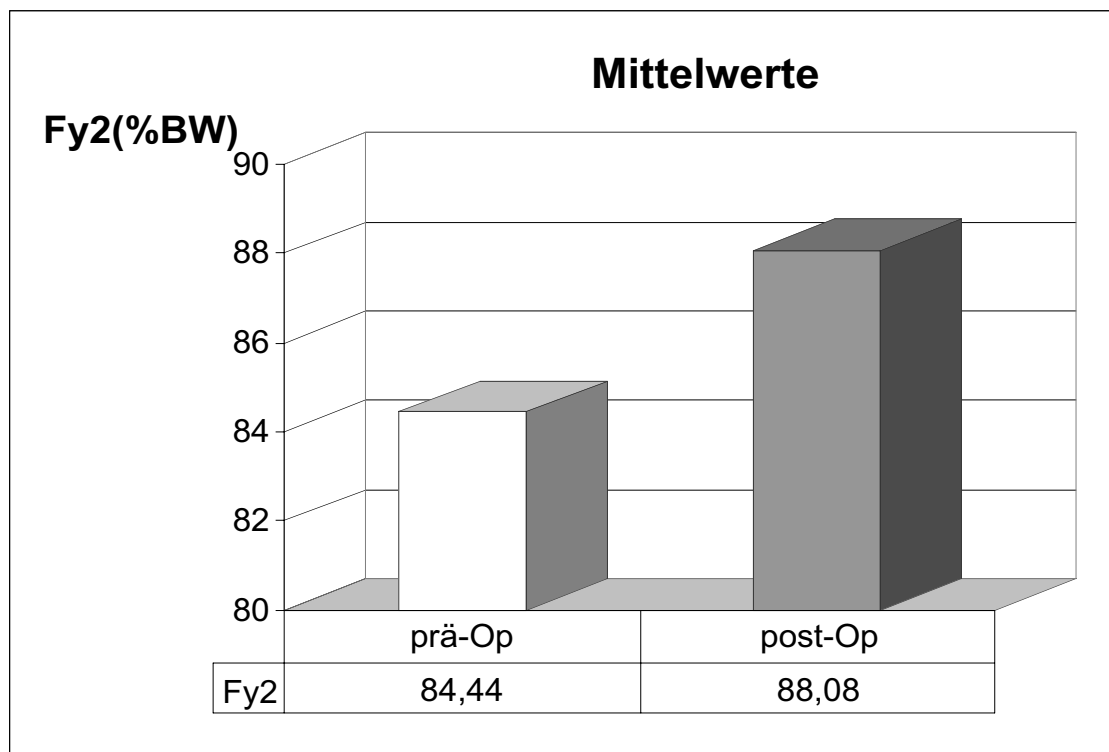


Abb. 3.12 Die Durchschnittswerte des vertikalen Kraftminimums Fy2 (zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3 gelegenes Minimum; skaliert in % Körpergewicht) der operierten Seite aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose, jeweils präoperativ und postoperativ

Die Standbeinphase (Stc) der operierten Extremität war postoperativ signifikant ($p < 0,05$) länger als präoperativ. Dies wurde insgesamt bei 11 Patienten (73,3%) beobachtet. Die Abbildung 3.13 zeigt die durchschnittlichen präoperativen und

postoperativen Standbeinphasen der operierten Seite. Zur Gegenüberstellung werden gleichzeitig auch die Standphasen der kontralateralen Seite abgebildet.

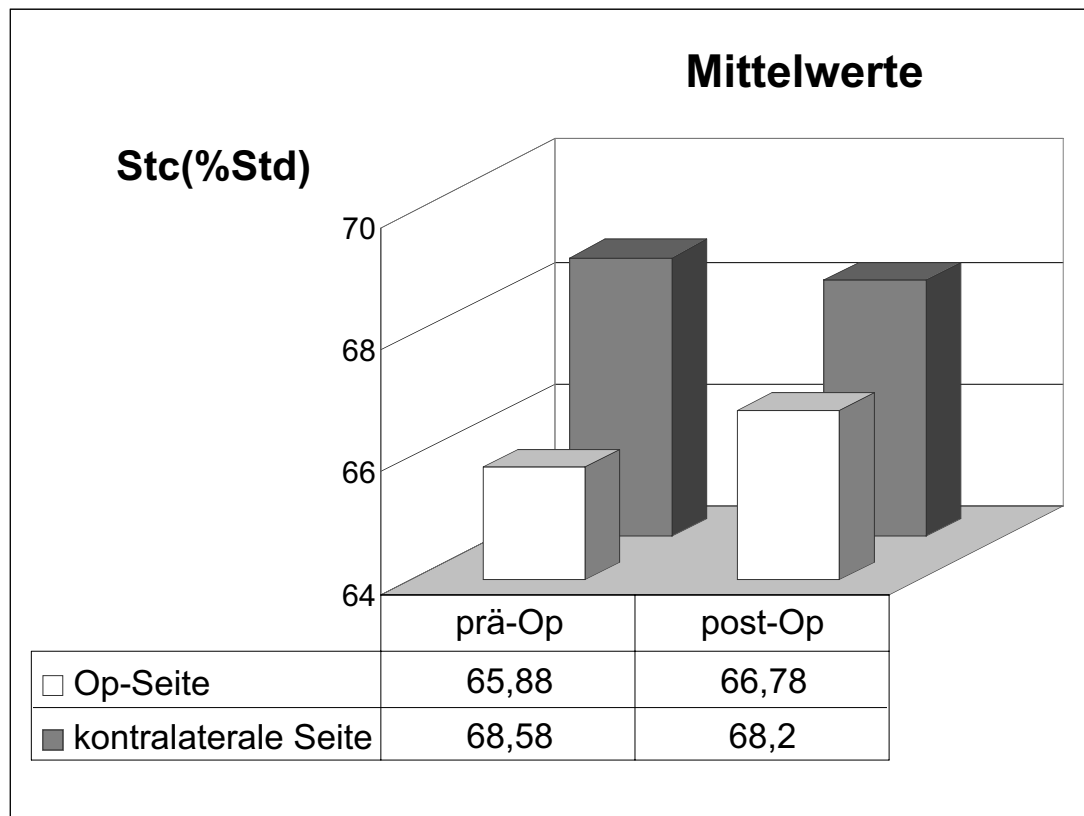


Abb. 3.13 Durchschnittliche Standbeinphasen (Stc; skaliert in % Schrittlänge (Std)) der operierten und der kontralateralen Seite aus 15 Patienten (Gruppe der Coxarthrose), im prä- und postoperativen Vergleich

Auf der kontralateralen gesunden Extremität zeigte sich postoperativ bei 10 Patienten (66,6%) ein signifikant höheres Kraftmaximum Fy3 gegenüber präoperativ. Dies wird in der Abbildung 3.14 wiedergegeben.

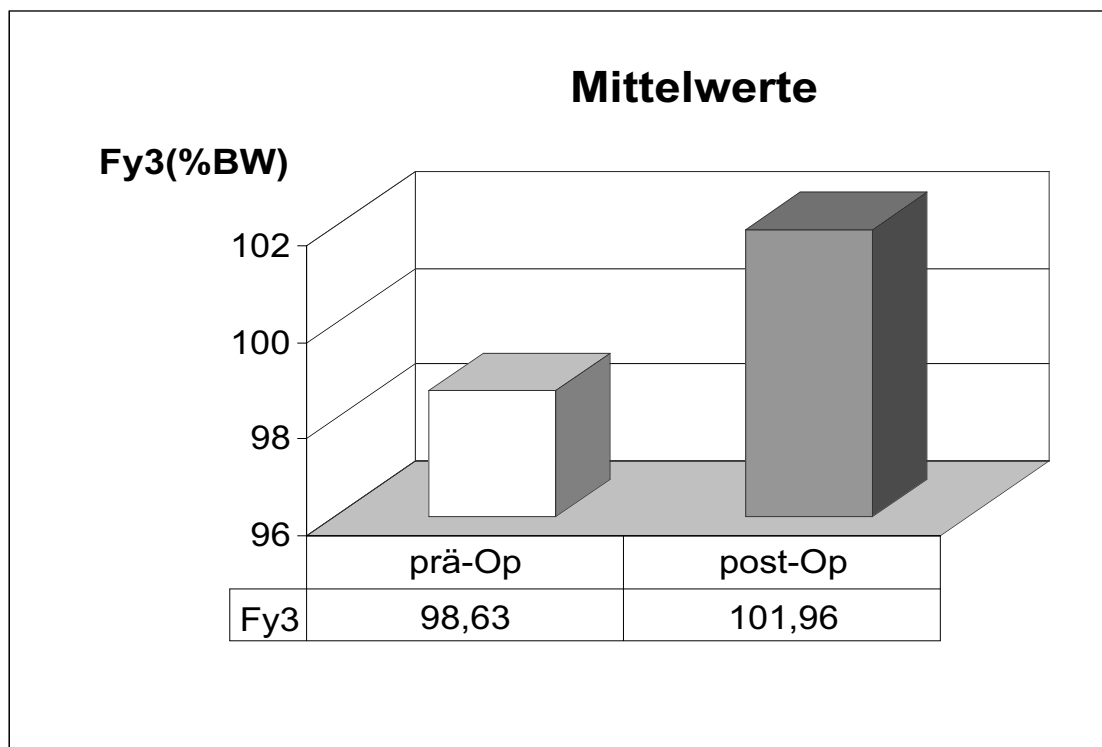


Abb. 3.14 Durchschnittswerte des vertikalen Kraftmaximums Fy3 der kontralateralen gesunden Seite (skaliert in % Körpergewicht) aus 15 Patienten (Gruppe der Coxarthrose), jeweils präoperativ und postoperativ

3.2.1.2 Gruppe der Gonarthrose

Bei den Patienten dieser Gruppe fanden sich signifikante Veränderungen ($p < 0,05$) der prä- und postoperativen vertikalen Kräfte Fy2 (zwischen den beiden Maximal Kräften Fy1 und Fy3 gelegenes Minimum) und Fy3 (Kraftmaximum während des Abstoßen des Körpers nach vorne), sowie der Standbeinphase (Stc) der operierten Extremität. Die durchschnittlichen Kräfte Fy2 und Fy3 waren postoperativ signifikant höher. Dies traf insgesamt bei 12 Patienten (80%) zu. Bei den übrigen 3 Patienten (20%) waren die Kräfte Fy2 und Fy3 präoperativ höher als postoperativ. Die durchschnittlichen Veränderungen dieser Kräfte werden in der Abbildung 3.15 veranschaulicht. Im Gegensatz zu der Gruppe der Coxarthrose war hier postoperativ eine im Durchschnitt signifikant ($p < 0,05$) kürzere Standphase (Stc) des operierten Beines als präoperativ zu verzeichnen. Dies wurde insgesamt bei 12 Patienten (80%) beobachtet. Nur bei 3 Patienten (20%) war die Standphase postoperativ

länger. Diese verkürzte sich postoperativ im Durchschnitt auch auf der kontralateralen Seite, jedoch nicht signifikant. Die Abbildung 3.16 gibt einen Überblick über diese Veränderungen.

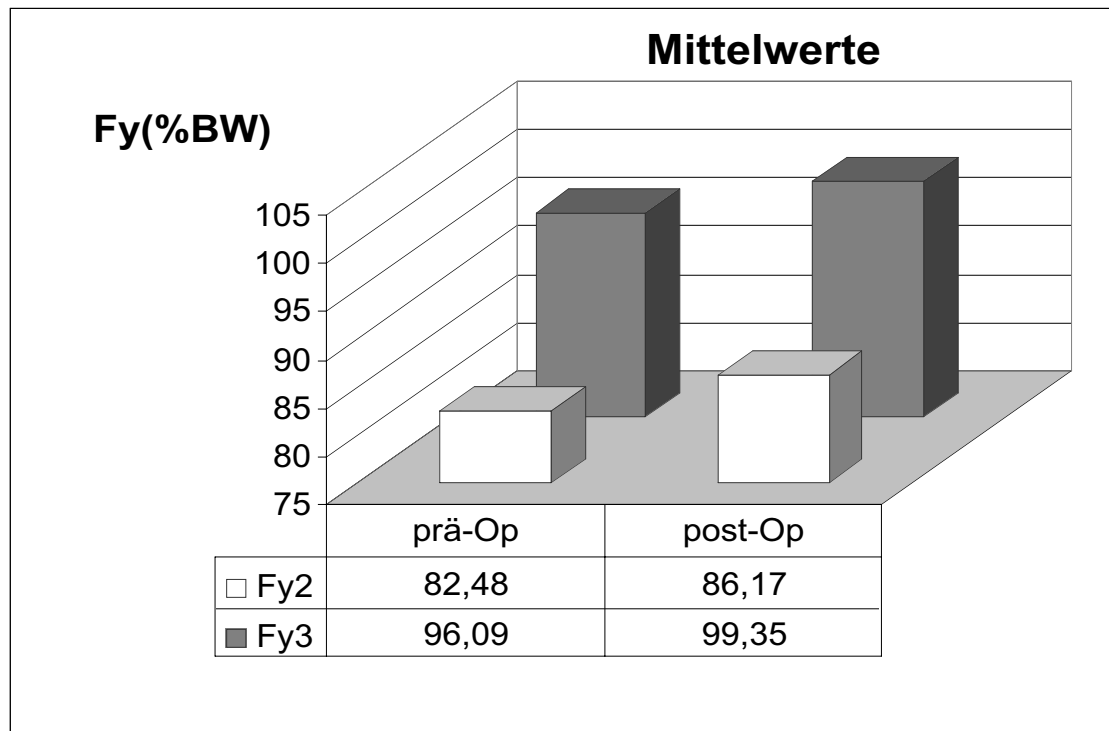


Abb. 3.15 Durchschnittswerte des vertikalen Kraftminimums Fy2 (zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3 gelegenes Minimum) und vertikalen Kraftmaximums Fy3 (Maximum während des Abstoßen des Körpers nach vorne) der operierten Extremität (skaliert in % des Körpergewichts) aus 15 Patienten der Gruppe der Gonarthrose, jeweils prä- und postoperativ

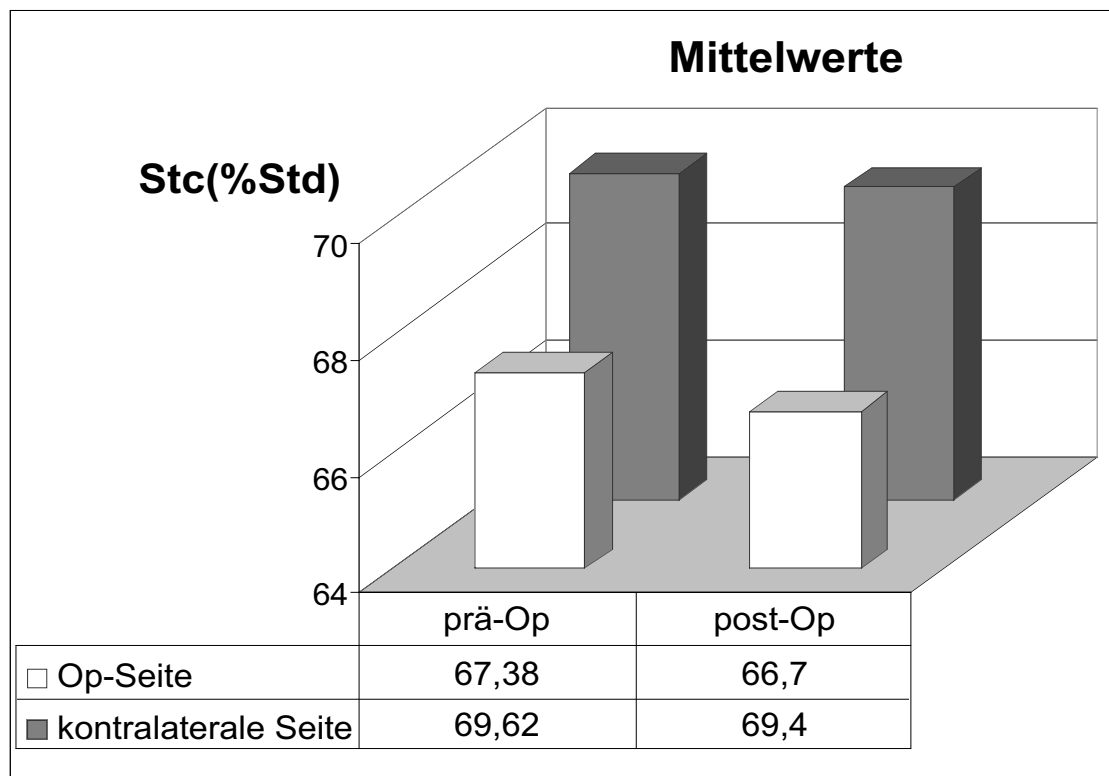


Abb. 3.16 Durchschnittliche Standbeinphasen (Stc) der operierten und kontralateralen Extremitätenseite (skaliert in % Schrittlänge (Std)) aus 15 Patienten der Gruppe der Gonarthrose, im prä- und postoperativen Vergleich

Auf der kontralateralen gesunden Seite veränderten sich signifikant ($p < 0,05$) die Werte von Fy2 (zwischen den zwei Maxima Fy1 und Fy3 gelegenes vertikales Kraftminimum), Fym (mittlere vertikale Kraft) und Iy (vertikaler Impuls).

Postoperativ waren die Kräfte Fy2 und Fym durchschnittlich höher als präoperativ. Dies traf insgesamt bei 13 Patienten (86,6%) zu. Auch der Impuls Iy war im Durchschnitt in der postoperativen Messung signifikant höher. Dies wurde bei insgesamt 12 Patienten (80%) festgestellt.

Diese Ergebnisse werden in den Abbildungen 3.17 und 3.18 dargestellt.

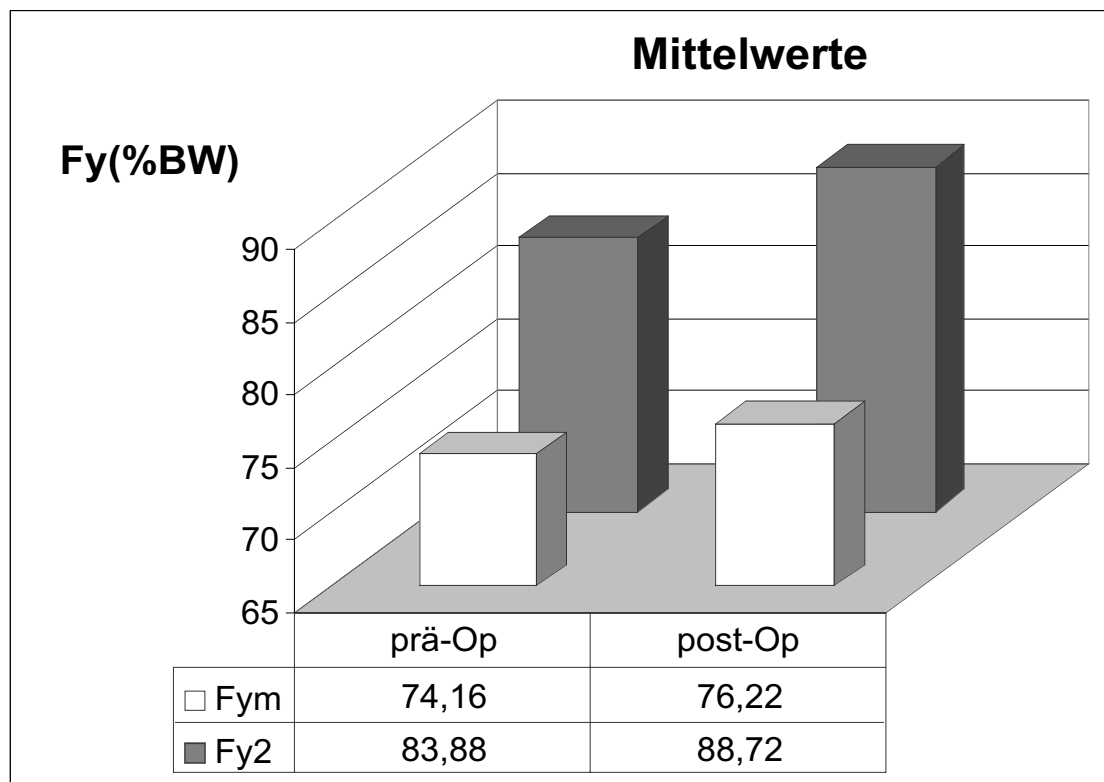


Abb. 3.17 Die prä- und postoperativen durchschnittliche Kräfte Fym (mittlere vertikale Kraft) und Fy2 (zwischen den beiden Maxima Fy1 und Fy3 gelegenes vertikales Kraftminimum) der operierten Extremität (skaliert in % Körpergewicht) aus 15 Patienten der Gruppe der Gonarthrose

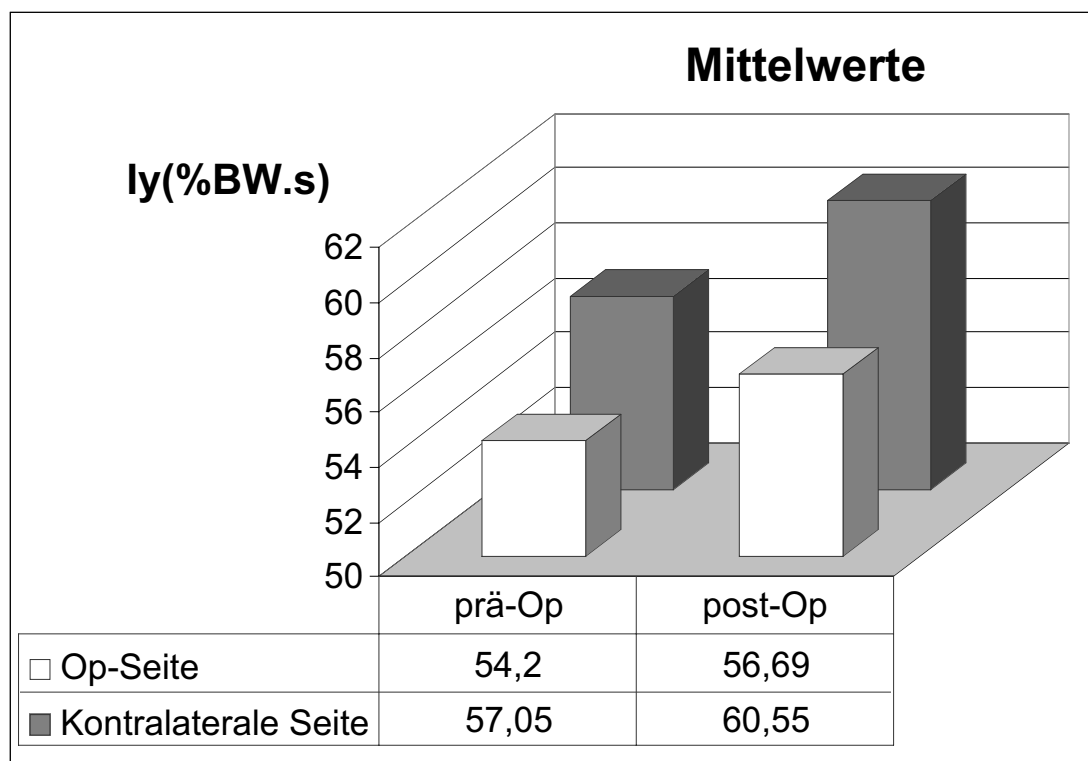


Abb. 3.18 Signifikante Zunahme des durchschnittlichen vertikalen Impulses I_y des gesunden Beines (skaliert in % Körpergewicht mal Sekunden) in der Gruppe der Gonarthrose von prä- auf postoperativ; daneben zur Gegenüberstellung die durchschnittlichen Impulswerte der operierten Seite

3.2.2 Sagittale Komponenten

3.2.2.1 Gruppe der Coxarthrose

In dieser Ebene veränderte sich an der operierten Extremität zwischen prä- und postoperativ signifikant die Kraft F_{x1m} (mittlere abbremsende Kraft). Bei insgesamt 11 Patienten (73,3%) war F_{x1m} postoperativ niedriger als präoperativ. Keine Veränderung der Kraft wurde bei 2 Patienten (13,3%) beobachtet. Die übrigen 2 Patienten (13,3%) zeigten postoperativ eine höhere Kraft F_{x1m} . Die kontralaterale gesunde Seite zeigte signifikante Veränderungen der Kräfte F_{x1} (maximale abbremsende Kraft) und F_{x1m} , sowie des Impulses I_{x2} (Antriebsimpuls). Diese Kräfte nahmen postoperativ bei 13 Patienten (86,6%) ab und bei 2 Patienten (13,3%) zu. Der Impuls I_{x2} sank postoperativ

bei 11 Patienten (73,3%) ab. Bei den übrigen 4 Patienten (26,6%) war Ix2 postoperativ höher.

Die signifikante Veränderungen von Fx1m und Ix2 werden durchschnittlich in den Abbildungen 3.19 und 3.20 wiedergegeben.

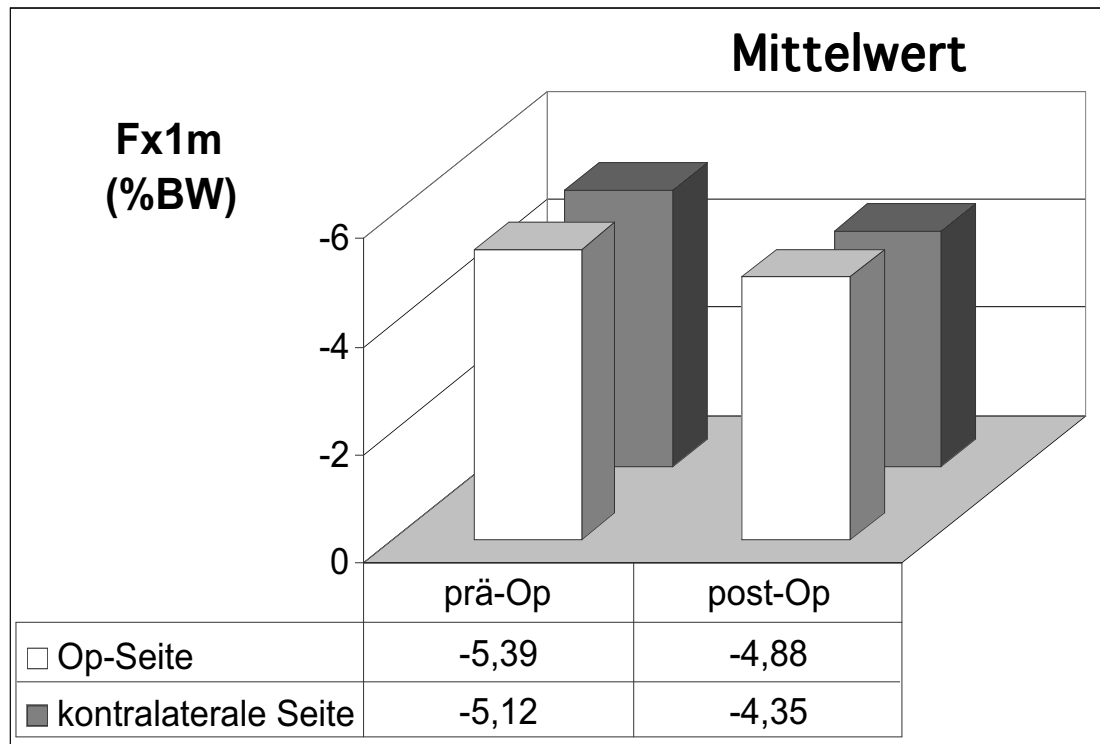


Abb. 3.19 Aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose durchschnittliche mittlere abbremsende Kraft Fx1m (skaliert in % Körpergewicht) der operierten und gesunden Extremität im prä- und postoperativen Vergleich

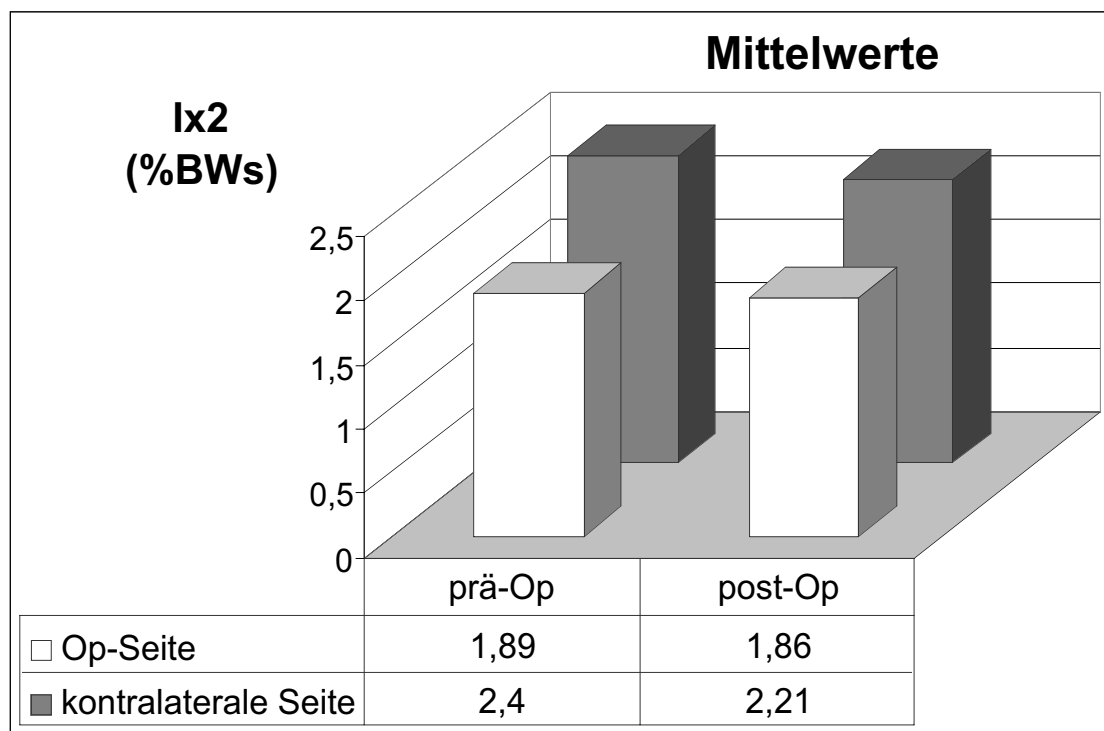


Abb. 3.20 Aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose durchschnittlicher Antriebsimpuls Ix2 (skaliert in % Körpergewicht mal Sekunden) der operierten und kontralateralen Seite im prä- und postoperativen Vergleich; zur Gegenüberstellung die im Durchschnitt nicht signifikante leichte postoperative Abnahme des Impulses der operierten Extremität

Die prä- und postoperativen Messungen der Kräfte Fx2 (maximale Antriebskraft) und Fx2m (mittlere Antriebskraft) beider Seiten haben keine signifikante Veränderungen gezeigt. Es konnte jedoch gezeigt werden, daß die Antriebskräfte der gesunden Seite im Durchschnitt stets deutlich höher waren, d.h. prä- sowie postoperativ, als die der erkrankten Seite. Eine Übersicht hiervon verschafft die Abbildung 3.21.

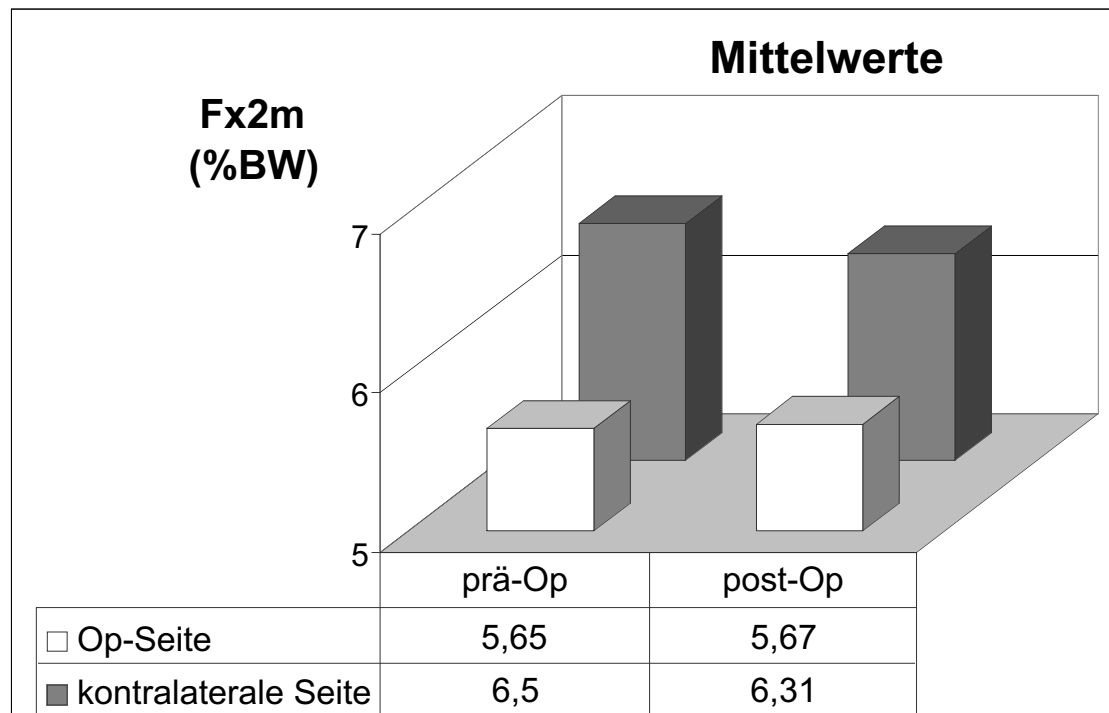


Abb. 3.21 Aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose nicht signifikant veränderte durchschnittliche mittlere Antriebskraft Fx2m (skaliert in % Körpergewicht) der operierten und kontralateralen Seite im prä- und postoperativen Vergleich

3.2.2.2 Gruppe der Gonarthrose

In dieser Patientengruppe konnten keine signifikante Veränderungen der sagittalen Komponenten zwischen prä- und postoperativer Messung nachgewiesen werden.

3.2.3 Mediale und laterale Komponenten

3.2.3.1 Gruppe der Coxarthrose

Die prä- und postoperative Messungen der seitlichen Komponenten bei den Patienten dieser Gruppe wiesen signifikante Veränderungen der Kräfte Fz2 (laterale Maximalkraft) und Fz2m (mittlere laterale Kraft) der operierten Seite, sowie der Kräfte Fz1 (mediale Maximalkraft), Fz1m (mittlere mediale Kraft) und des Impulses Iz1 (medialer Impuls) der kontralateralen Seite nach. Die Kräfte

Fz2 und Fz2m der erkrankten Extremität waren bei 13 Patienten (86,6%) präoperativ höher als postoperativ. Nur in 2 Fällen (13,3%) waren diese postoperativ höher.

Auf der gesunden Seite wurden postoperativ bei 13 Patienten (86,6%) höhere Kräfte Fz1 und Fz1m gemessen als präoperativ. In 2 Fällen (13,3%) waren diese präoperativ höher. Postoperativ höher ebenfalls bei 13 Patienten war der Impuls Iz1. In einem Fall (6,6%) blieb der Impuls konstant und bei einem Patienten (6,6%) war dieser präoperativ höher. Die oben beschriebenen signifikanten Veränderungen werden durchschnittlich in den Abbildungen 3.22, 3.23 und 3.24 dargestellt.

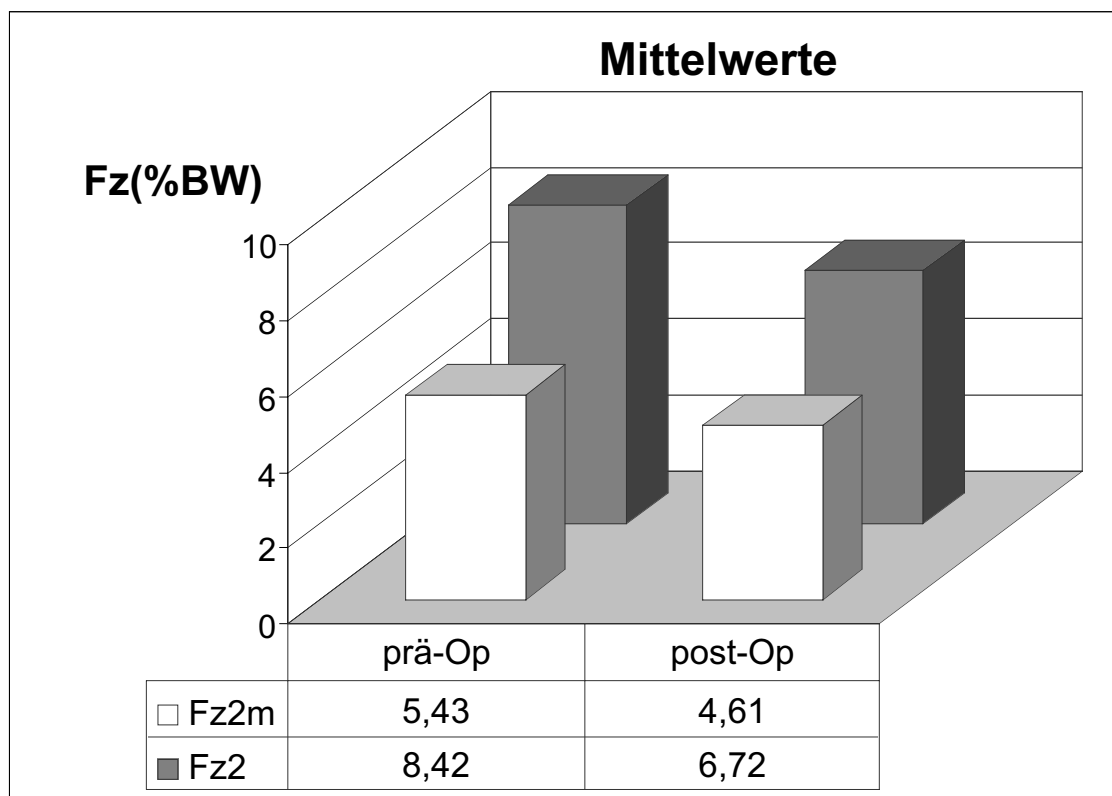


Abb. 3.22 Aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose durchschnittliche Kräfte Fz2 (laterale Maximalkraft) und Fz2m (mittlere laterale Kraft) der operierten Extremität (skaliert in % Körpergewicht) im prä- und postoperativen Vergleich

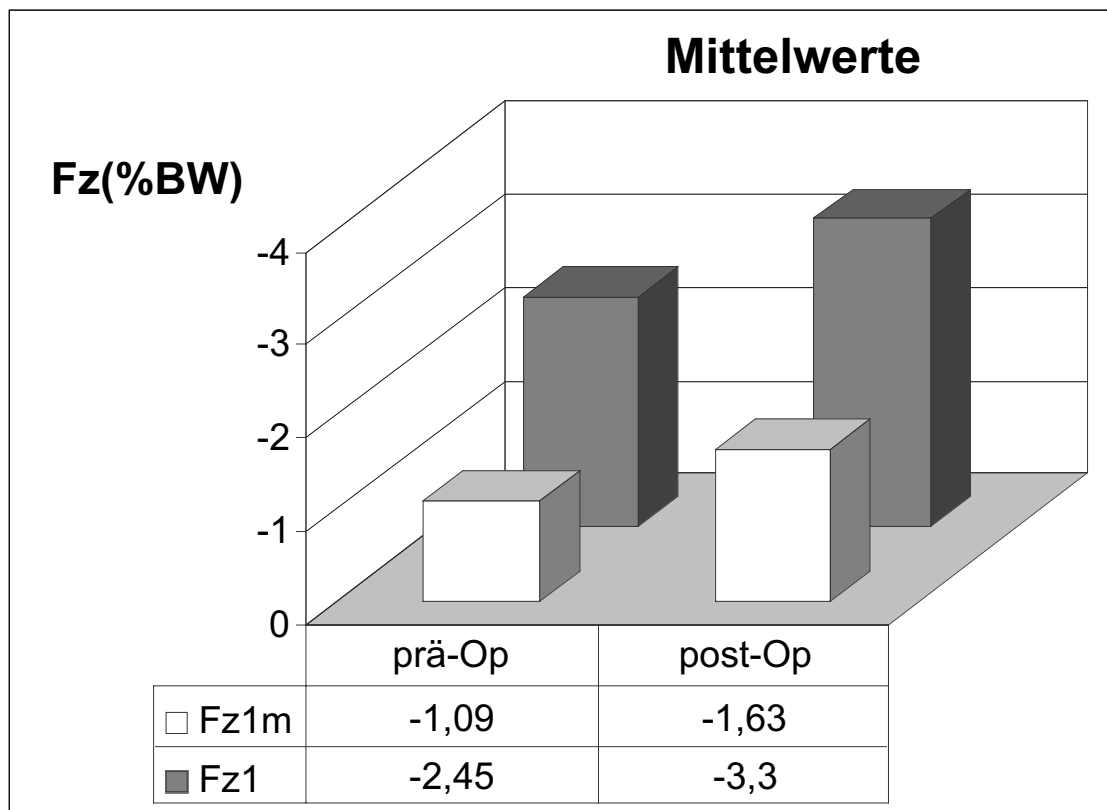


Abb. 3.23 Aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose durchschnittliche Kräfte Fz1 (mediale Maximalkraft) und Fz1m (mittlere mediale Kraft) der kontralateralen gesunden Seite (skaliert in % Körpergewicht) im prä- und postoperativen Vergleich

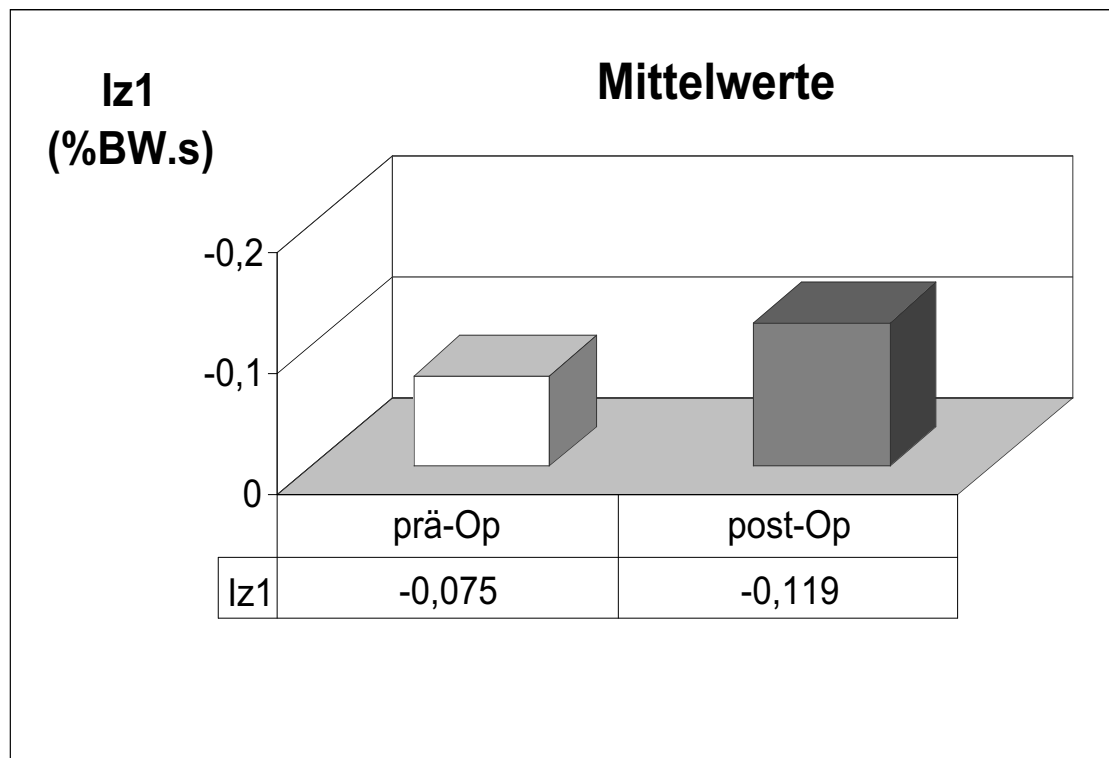


Abb. 3.24 Aus 15 Patienten der Gruppe der Coxarthrose durchschnittlicher mediale Impuls Iz1 (skaliert in % Körpergewicht mal Sekunden) der kontralateralen gesunden Seite im prä- und postoperativen Vergleich

3.2.3.2 Gruppe der Gonarthrose

Hier wurden von prä- auf postoperativ keine signifikante Veränderungen der medialen und lateralen Komponenten, sowohl auf der erkrankten als auch auf der gesunden Extremitätenseite, festgestellt.

4 Diskussion

4.1 Allgemeines

Der Begriff der Ganganalyse stellt ein breites wissenschaftliches Feld dar. Dieses wird seit vielen Jahrzehnten immer wieder Forschungsgegenstand von vielen wissenschaftlichen Arbeitsgruppen unterschiedlicher Fachdisziplinen, seien es Neurophysiologen, Biomechaniker, Physiotherapeuten oder Orthopäden. Grund dieser anhaltenden hohen Forschungsintensität ist einerseits die hohe Komplexität und Variabilität des menschlichen Ganges und seine fundamental eingreifende Rolle im menschlichen Leben. Andererseits aber ermöglicht der ununterbrochene Fortschritt der Wissenschaft eine präzisere Erforschung nicht nur eines physiologischen, sondern auch eines pathologischen Gangmusters. Hier spielen die Erkrankungen des Bewegungsapparates eine entscheidende Rolle.

Aufgrund des hohen wissenschaftlichen Standards besteht heute ein sehr breites Spektrum an ganganalytische Möglichkeiten. In wieweit man sich dieses Spektrum jedoch Zunutze machen kann, hängt aber sicherlich von der Aufwendigkeit und vom technischen Inventar des verfügbaren Ganglabors ab.

Ein weiterer sehr wichtiger und diskussionswürdiger Aspekt ist aber auch die Frage nach der Integration der Ganganalyse im klinischen Alltag in der gegenwärtigen Zeit. Ihr wissenschaftlicher Stellenwert ist unumstritten sehr hoch.

Um eine bessere Bewertung der Ergebnisse unserer Studie erzielen zu können, wurde der Vergleich mit anderen Studien gesucht. Eine Tatsache läßt sich jedoch vorwegnehmen, kaum eine Studie ist direkt mit einer anderen zu vergleichen.

4.2 Überblick einiger ganganalytischer Studien

Die Anfänge der wissenschaftlichen Erforschung des menschlichen Ganges liegen bereits lange zurück (Gebrüder Weber, 1836; Marey, 1873; Fischer und Braune, 1890-1904).

Eine sehr umfangreiche und interessante Studie über den komplexen biomechanischen Fortbewegungsprozeß des Menschen führte Chao 1983 durch (Chao et al., 1983). Er untersuchte u.a. mehrere zeitliche Gangparameter und die Bodenreaktionskräfte von insgesamt 148 gesunden Erwachsenen mit Hilfe von zwei Kraftmeßplatten. Die Probanden wurden nach Ihrem Alter und Geschlecht in Untergruppen eingestuft. Es wurde letztendlich untersucht, ob Faktoren wie das Alter und das Geschlecht das Gangbild des Menschen signifikant beeinflussen. Ein wichtiger Zielgedanke von Chao et al. war es durch umfangreiche Ganganalysen eine Datenbank wichtiger Gangparameter eines gesunden Kollektivs zu erstellen, die dann als Referenzdatenbank bei anderen Studien genutzt werden könnte.

Ein rein gesundes Untersuchungskollektiv benutzte auch Cottalorda bei seiner Studie, wobei er das Gangmuster gesunder Kinder beobachtete (Cottalorda et al., 1999). Sein Ziel war es evtl. vorhandene signifikante Unterschiede der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte zwischen Jungen und Mädchen aufzudecken. Das Verhalten der Kräfte wurde bei drei verschiedenen Ganggeschwindigkeiten geprüft.

Eine ausführliche Ganganalyse von Patienten, die an eine Coxarthrose litten, wurde von Nakamura (Nakamura, 1999) durchgeführt. Hierfür nahm er sich eine Kraftmeßplatte und ein dreidimensionales Bewegungsanalysesystem zur Hilfe. Die gemessenen Daten verglich er mit denen der gesunden Probanden, die ebenfalls in die Studie eingeschlossen wurden.

Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose und Hüftgelenkersatz wurde von Rigas (Rigas et al., 1988) studiert. Dabei bestimmte er mehrere Zeit-Weg-Parameter bei jeder der zwei voneinander unabhängigen Patientengruppen und verglich dann die gemessenen Werte miteinander.

Wykman führte eine ganganalytische Studie bei Patienten vor und nach Hüftgelenkersatz mit Hilfe einer Kraftmeßplatte durch (Wykman et al., 1992). Die untersuchten Parameter waren, wie bei der Studie von Rigas, ebenfalls Zeit-Weg-Parameter, wie u.a. die Ganggeschwindigkeit, die Kadenz (Schritte

pro Minute), die Schrittlänge und die Standbeinphasen. Erwähnenswert ist jedoch, daß Wykman nicht nur Patienten mit einseitigem, sondern auch mit beidseitigem Hüftgelenkersatz prä- und postoperativ untersuchte.

Lee konzentrierte sich bei seiner Arbeit auf ein Kollektiv mit endoprothetischem Kniegelenkersatz (Lee et al., 1998). Er nutzte ein ähnliches Meßprinzip wie Wykman, nämlich das einer Kraftmeßplatte, und ermittelte dadurch die dreidimensionale Bodenreaktionskräfte. Außerdem versuchte er einen möglichen Einfluß einzelner Parameter, wie die Ganggeschwindigkeit, das Körpergewicht, das Alter und die Körpergröße, auf das menschliche Gangmuster nachzuweisen und zu objektivieren.

Ähnliche erwähnenswerte Ganganalysen bei Patienten mit Kniegelenkersatz wurden von Chen (Chen et al., 1991) und Otsuki (Otsuki et al., 1999) durchgeführt.

Die Anzahl der hier nur andeutungsweise erwähnten Arbeiten stellt nur einen kleinen Bruchteil des vorliegenden Materials dar.

4.3 Diskussion von Material von Methoden

4.3.1 Probandendaten

4.3.1.1 Anzahl

In unserer Studie wurden insgesamt 30 Probanden eingeschlossen, wobei man hier deutlich sagen muß, daß das untersuchte Probandenkollektiv nicht, wie bei den meisten Studien, als Kontrollgruppe der Patienten diente, sondern zwecks Untersuchung des physiologischen Verhaltens der Bodenreaktionskräfte in Abhängigkeit von der Ganggeschwindigkeit eingeschlossen wurde. Die gewählte Probandenanzahl bei anderen Studien schwankt sehr stark.

Nakamura wählte zum Beispiel nur 9 gesunde Probanden und nutzte diese als Kontrollgruppe (Nakamura, 1999), wobei Otsuki insgesamt 14 und Lee 35 Probanden in Ihre Studien einschlossen (Otsuki et al., 1999; Lee et al., 1998). Ein relativ großes Kollektiv von 148 Probanden untersuchte dagegen Chao (Chao et al., 1983). Cottalorda schloß 57 gesunde Kinder in seine Studie ein (Cottalorda et al., 1999).

4.3.1.2 Geschlechtsverteilung

In unserem Probandengut waren 70% des Kollektivs Männer und 30% Frauen. Chao gibt die Geschlechtsverteilung von männlich zu weiblich mit 49,3% zu 50,6% an (Chao et al., 1983), wobei Nakamura, Otsuki und Lee nur weibliche Probanden einschlossen (Nakamura, 1999; Otsuki et al., 1999; Lee et al., 1998). Von den insgesamt 57 Kindern, die Cottalorda untersuchte, waren 50,8% männlichen und 49,1% weiblichen Geschlechts (Cottalorda et al., 1999).

4.3.1.3 Altersverteilung

Das Durchschnittsalter betrug bei den männlichen Probanden 29,3 Jahre und bei den weiblichen Probanden 30,4 Jahre. Chao, der eine sehr hohe Anzahl von insgesamt 148 Probanden untersuchte, unterteilte diese nach ihrem Alter in drei Gruppen (Chao et al., 1983). Das Durchschnittsalter betrug in den drei Gruppen jeweils 25 Jahre, 42 Jahre und 58 Jahre.

Die Altersstrukturen der Probanden, welche die Studien von Otsuki und Lee mit einem Durchschnittsalter von 68 bzw. 69 Jahren aufweisen, lassen sich sicherlich Unseren nicht gegenüberstellen. Das Probandenkollektiv diente bei Otsuki und Lee, im Gegensatz zu unserer Studie, als Kontrollgruppe der Patienten, so daß hier vergleichbare Altersstrukturen ausgewählt wurden.

4.3.1.4 Körpergewicht und Körpergröße

Unsere Probanden zeigten durchschnittlich kein Übergewicht. Bei den Männern betrug der Durchschnittswert für die Körpergröße 181 cm und für das Körpergewicht 77,2 Kg. Bei den Frauen fand sich durchschnittlich eine Körpergröße von 170 cm und ein Körpergewicht von 63,6 Kg.

Detaillierte Angaben über das Körpergewicht und die Körpergröße der Probanden werden in der Literatur nur selten gemacht.

Cottalorda gibt die Körpergröße der gesunden Kinder, die er ganganalytisch untersuchte, an, um die Kinder anschließend anhand Ihrer Körpergröße in Gruppen zu unterteilen (Cottalorda et al., 1999).

4.3.2 Patientendaten

4.3.2.1 Anzahl

In dieser Studie sind insgesamt 15 Patienten, die an eine Coxarthrose und weitere 15 Patienten, die an eine Gonarthrose litten, eingeschlossen worden. Die Patientenanzahl in den anderen zahlreichen Studien variiert sehr stark und korreliert sicherlich mit der Aufwendigkeit und dem Umfang jeder Studie.

Nakamura untersuchte 27 Patienten, die an eine Coxarthrose litten, wobei Otsuki insgesamt 3 Patientengruppen bildete (Nakamura, 1999; Otsuki et al., 1999). Die erste Gruppe beinhaltete 53 Patienten, die eine einseitige Gonarthrose hatten und die sich keiner gelenkersetzenden Operation unterzogen hatten. Die zweite Gruppe bestand aus 16 Patienten mit einseitigem Kniegelenkersatz, die prä- und postoperativ untersucht wurden. In der dritten Gruppe wurden 22 Patienten mit einseitigem Kniegelenkersatz nur retrospektiv untersucht. Ähnlich wurden in der Studie von Lee 8 Patienten mit Kniegelenkersatz prä- und postoperativ und 20 Patienten nur retrospektiv untersucht (Lee et al., 1998).

Rigas und Xenakis schlossen 10 Patienten mit einseitiger Coxarthrose und weitere 10 Patienten nach erfolgtem Hüftgelenkersatz in Ihre Studie ein (Rigas et al., 1988).

4.3.2.2 Geschlechtsverteilung

In der Patientengruppe der Coxarthrose waren 73,3% Männer und 26,6% Frauen. Ein exakt umgekehrtes Verhältnis zeigt die Geschlechtsverteilung in der Gruppe der Gonarthrose. Hier überwog eindeutig die weibliche Anteilnahme mit 73,3%. Den Rest füllte mit 26,6% das männliche Geschlecht aus.

Bei den Studien von Nakamura, Otsuki und Lee waren alle Patienten weiblichen Geschlechts (Nakamura, 1999; Otsuki et al., 1999; Lee et al., 1998).

Rigas gibt die Geschlechtsverteilung von männlich zu weiblich in der Patientengruppe der Coxarthrose mit 10% zu 90% und in der Gruppe nach erfolgtem Hüftgelenkersatz mit 20% zu 80% wieder (Rigas et al., 1988).

4.3.2.3 Altersverteilung

In der Gruppe der Coxarthrose bzw. Gonarthrose betrug das Durchschnittsalter bei den männlichen Patienten 60,8 bzw. 60,5 Jahre und bei den weiblichen Patienten 64,5 bzw. 70,1 Jahre. Vergleichbare Altersstrukturen weisen die Studien von Otsuki und Lee auf. Das Durchschnittsalter der von Otsuki und Lee eingeschlossenen weiblichen Patienten mit einer Gonarthrose lag bei 71,1 bzw. 68 Jahren (Otsuki et al., 1999; Lee et al., 1998). Ein relativ niedrigeres Durchschnittsalter von 52,4 Jahren hatten die weiblichen Patienten in der Studie von Nakamura, die an einer Coxarthrose litten (Nakamura, 1999). Ebenfalls niedrig war das Durchschnittsalter der von Rigas untersuchten Patienten mit einer Coxarthrose, wobei er keine geschlechtsspezifische Angaben macht. Dies lag bei 55,5 Jahren (Rigas et al., 1988). In der Mehrzahl der Studien liegt das Durchschnittsalter jedoch zwischen 60 und 70 Jahren (Chen et al., 1991; Wykman et al., 1992; Berman et al., 1987).

4.3.2.4 Körpergewicht und Körpergröße

Bei beiden Geschlechtern lag ein Übergewicht vor, sowohl in der Patientengruppe der Coxarthrose als auch der Gonarthrose. In der Gruppe der Coxarthrose fand sich bei den Männern durchschnittlich eine Körpergröße von 175 cm und ein Körpergewicht von 85,7 kg. Bei den Frauen betrug hier der Durchschnittswert für die Körpergröße 159 cm und für das Körpergewicht 72,5 kg.

Die männlichen Patienten in der Gruppe der Gonarthrose hatten eine durchschnittliche Körpergröße von 178 cm und Körpergewicht von 91,5 kg, wobei sich hier bei den Frauen durchschnittlich eine Körpergröße von 165 cm und ein Körpergewicht von 81,1 kg fand.

Bei der Berechnung des BMI (Body Mass Index, Körpergewicht in kg/Körpergröße in m²) besteht in der Gruppe der Coxarthrose und der Gonarthrose bei den Männern jeweils mit einem BMI von 27,9 und 28,8 und bei den Frauen jeweils mit einem BMI von 28,6 und 29,7 ein mäßiges bis deutliches Übergewicht (Normalgewichtige: BMI 20 bis 24). Das Übergewicht spielt nicht nur bei der Endoprothetik hinsichtlich der postoperativen Komplikationsrate eine

wichtige Rolle, sondern nimmt auch einen nicht unwesentlichen Einfluß auf das Gangbild des Menschen (Lee et al., 1998).

Detaillierte Angaben zum Gewicht und Körpergröße der Patienten sind in der Literatur wenig zu finden. Chen gibt das durchschnittliche Gewicht seiner eingeschlossenen männlichen Patienten mit 78,6 kg und deren durchschnittliche Körpergröße mit 1,64 cm wieder. Die Frauen hatten durchschnittlich ein Körpergewicht von 59,7 kg und Körpergröße von 1,53 cm. Der berechnete BMI betrug somit bei den Männern 29,3 und bei den Frauen 25,5 (Chen et al., 1991).

4.3.2.5 Ätiologie der Arthrosen

Im untersuchten Patientengut der Gruppe der Coxarthrose überwogen die primären Coxarthrosen mit 60%, worunter 20% durch eine Protrusio acetabuli bedingt waren. Die übrigen 40% bildeten die Dysplasiecoxarthrosen.

In der Gruppe der Gonarthrose dominierte als präoperative Diagnose in 93,3% der Fälle die primäre Gonarthrose und in 6,6% der Fälle war die Ursache der Gonarthrose posttraumatisch.

Eine Differenzierung der Arthrosen hinsichtlich ihrer Ätiologie wird in der Literatur nur selten durchgeführt. Dies trifft u.a. bei den Studien von Otsuki, Lee und Rigas zu (Otsuki et al., 1999; Lee et al., 1998; Rigas et al., 1988). Dagegen litten alle von Nakamura untersuchten 27 Patienten an eine Dysplasiecoxarthrose, wobei Chen in seiner Studie nur Patienten mit einer primären Gonarthrose einschloß und untersuchte (Nakamura, 1999; Chen et al., 1991).

4.3.2.6 Implantierte Prothesentypen

Die Patienten der Gruppe der Coxarthrose wurden mit dem bewährten Marburger Hüftendoprothesensystem (Firma Sulzer, Schweiz) versorgt. Dies stellt eine Hybrid-Lösung dar, d.h. eine zementfreie Pfanne kombiniert mit einem zementierten Schaft und wird seit August 1986 in der Klinik für Orthopädie in Marburg implantiert. Der Schaft befindet sich seit 1983 und die Pfanne seit 1986 in klinischer Anwendung.

Die implantierten Knieendoprothesen waren bei einem Patienten die zementierte Insall-Burstein Endoprothese (Firma Zimmer, USA) ohne Patellerückflächenersatz und bei den übrigen 14 Patienten die zementierte Nex Gen Endoprothese (Firma Zimmer, USA), wobei hier die Patellarrückfläche nur bei einem Patienten ersetzt wurde.

Ob praktisch eine Korrelation zwischen Prothesentyp und Gangmuster besteht, welche man allerdings kaum vermuten würde, ist in dieser Studie nicht untersucht worden. Es gibt aber eine Reihe von Wissenschaftlern, die sich mit dieser Frage beschäftigt haben. So bekräftigt Chen, daß die quantitative Ganganalyse als einzige Untersuchungsmethode ungeeignet sei, um Prothesentypen miteinander zu vergleichen (Chen et al., 1991).

Kramers-de Quervain führte einen ganganalytischen Vergleich einer gekoppelten mit einer ungekoppelten Knieendoprothese von Patienten durch, bei denen die Kniegelenke mit den zwei verschiedenen Prothesentypen versorgt worden waren. Er fand keine signifikante Unterschiede der gemessenen Gangparameter einschließlich der Bodenreaktionskräfte und stellte somit fest, daß es schwierig ist prothesentypspezifische Gangparameter aufzudecken und zu definieren (Kramers-de Quervain et al., 1997).

4.3.2.7 Nachuntersuchungszeitraum

Die postoperative Nachuntersuchung der Patienten erfolgte nach 12 Wochen, wobei diese eine klinische, radiologische und ganganalytische Untersuchung beinhaltete. Der kurze Nachuntersuchungszeitraum läßt sicherlich keine Langzeitresultate zu. Längere postoperative Nachuntersuchungszeiträume könnten sicherlich zu einem größeren Informationsgewinn führen und damit auch objektivere Rückschlüsse auf den postoperativen rehabilitativen Stand und Verlauf des Patienten zulassen.

Im Vergleich untersuchte Otsuki seine Patienten 3, 6 und 12 Monate postoperationem, wobei Lee und Rigas die Nachuntersuchung Ihrer Patienten nach 6 und 12 Monaten bzw. nach 12 Monaten durchführten (Otsuki et al., 1999; Lee et al., 1998; Rigas et al., 1988). Allerdings gewann Rigas die präoperativen Daten von einem zweiten unabhängigen Patientenkollektiv, das an eine einseitige Coxarthrose litt.

4.3.3 Meßtechnische Ausrüstung und Meßdaten

Zur Ganganalyse wurde ein kraftmessendes Adal 3D Laufbandgerät der Firma Tecmachine (Andrézieux-Bouthéon Cedex/France) verwendet. Die Kraftmessung erfolgte an jedem Fuß separat und zwar mit Hilfe von piezoelektrischen Sensoren, die unterhalb der beiden Bandflächen eingebracht sind. Das Adal 3D Laufbandgerät ist an einem Computer gekoppelt, der für die Datenerfassung zuständig ist. Dies geschieht mit Hilfe der Software des Adisoft Programmes, welches durch G.I.P Exercice (Saint Etienne) entwickelt worden ist und mit Windows an jedem PC betrieben werden kann. Die daraus gewonnenen aussagekräftigen Meßdaten sind die dreidimensionalen Komponenten der Bodenreaktionskräfte, die entstehenden Impulse in allen drei Krafrichtungen, die Schrittlänge, die Standbeinphase und die Doppelstandphase.

Es handelt sich hier, um ein im Prinzip unkompliziertes und überschaubares Inventar mit einer einfachen Handhabung, aber auch um ein sehr empfindliches Verfahren, welches geringe Normabweichungen eines Gangmusters mit hoher Präzision aufdeckt. Die Ermöglichung einer solchen Ganganalyse ist folglich mit relativ geringem Aufwand verbunden, so daß diese durchaus im klinischen Alltag integriert werden könnte. Dies bekräftigt auch Cottalorda, der auch mit einem Adal 3D Laufbandgerät der Firma Tecmachine gesunde Kinder untersuchte, die sich mit dem Gerät sehr schnell vertraut machen konnten (Cottalorda et al., 1999).

Andererseits sind aber die Möglichkeiten eines solchen Inventars hinsichtlich einer umfangreichen Ganganalyse ganz klar begrenzt. Es besitzt sicherlich nicht die Aufwendigkeit und die Aufgaben eines großen Ganglabors, welche die Aufnahme eines analogen Videos, ein Gang-Elektromyogramm, dreidimensionale kinematische und kinetische Daten und die Messung des Energieverbrauchs beinhalten (Kopf et al., 1998).

Die am meist genutzten Verfahren zur Ganganalyse, die in der Literatur anzutreffen sind, sind kraftmessende Plattformen und computerunterstützte Bewegungsanalysesysteme, die sehr häufig kombiniert angewandt wurden (Nakamura, 1999; Chen et al., 1991; Chao et al., 1983). Ein weiteres Verfahren mit breiter Anwendung sind die plantare Druckverteilungsmeßsysteme wie die dynamische Pedographie. Diese ist ebenfalls, als einfache Meßmethode, in der

Lage, Gangstörungen und Belastungsasymmetrien sichtbar zu machen, indem verschiedene Parameter wie Standbeinzeit, Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft einschließlich die Druckverteilung an der Fußsohle ermittelt werden (Schmidt et al., 1999; Otsuki et al., 1999; Hennig et al., 1993; Diebschlag, 1982; Notni et al., 1999).

4.3.4 Datenauswertung

Zwecks Datenauswertung wurden lineare Regressionsanalysen durchgeführt und die Bestimmtheitsmaße r^2 berechnet, um lineare Korrelationen ausfindig zu machen. Zur Veranschaulichung wurden diese mit Hilfe des Microsoft Excel® Programmes graphisch dargestellt.

Signifikante Veränderungen ($p < 0,05$) zwischen prä- und postoperativen Daten wurden mit Hilfe des Wilcoxon-Tests erfaßt.

4.4 Diskussion der Ergebnisse

4.4.1 Probanden

4.4.1.1 Die normale Ganggeschwindigkeit

Die normalen Ganggeschwindigkeiten der Probanden, die mit Hilfe eines optoelektronischen Systems ermittelt wurden, waren sehr unterschiedlich und zeigten eine hohe Variationsbreite. So war die höchste Geschwindigkeit, die gemessen wurde 5,42 Km/h und die niedrigste 3,38 Km/h. Die durchschnittliche Ganggeschwindigkeit der Probanden betrug 4,51 Km/h (Standardabweichung 0,46 Km/h). Dies beweist wie variabel die menschliche Ganggeschwindigkeit sein kann und stellt eines der vielen Merkmale dar, die für die Einzigartigkeit und Individualität des menschlichen Gangbildes sprechen.

4.4.1.2 Einfluß des Geschwindigkeitsparameters auf die Bodenreaktionskräfte

Die durchgeführten linearen Regressionsanalysen zeigten, daß die Ganggeschwindigkeit einen wesentlichen und zwar linearen Einfluß auf bestimmte Komponenten der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte hat. Dies

traf zum einen für einige vertikale und zum anderen für einige sagittale Komponenten zu. Andererseits fand sich bei den medio-lateralen Komponenten kein linearer Zusammenhang.

So nahm das vertikale Kraftmaximum F_{y1} mit steigender Geschwindigkeit linear zu, wobei das Kraftminimum F_{y2} (zwischen den beiden Maxima F_{y1} und F_{y3} gelegenes Minimum) und der vertikale Impuls I_y linear abnahmen. Bei den Schubkräften war mit steigender Geschwindigkeit eine lineare Zunahme sowohl der posterioren Kräften F_{x1} (maximale abbremsende Kraft) und F_{x1m} (mittlere abbremsende Kraft) als auch der anterioren Kräften F_{x2} (maximale beschleunigte Kraft) und F_{x2m} (mittlere beschleunigte Kraft) zu verzeichnen. Diese Ergebnisse bringen uns die Erkenntnis, daß der Geschwindigkeitsparameter zu eindeutigen Veränderungen mehrerer Komponenten der Bodenreaktionskräften führt und als solcher Einflußfaktor bei ganganalytischen Vergleichsmessungen von Patienten berücksichtigt werden sollte. So ist es zweifellos sinnvoll, präoperativ und postoperativ gemessene Bodenreaktionskräfte eines Patienten mit derselben Ausgangsgeschwindigkeit vorzunehmen, bevor man sie miteinander vergleicht.

4.4.2 Patienten

4.4.2.1 Vertikale Komponenten

In der Gruppe der Coxarthrose wurde postoperativ ein signifikant höheres Kraftminimum F_{y2} der operierten Extremität (zwischen den beiden Maxima F_{y1} und F_{y3} gelegenes Minimum) gemessen, welches während der Standphase und des Vorbeischwingen des Gegenbeines entsteht. Dies spricht eindeutig für eine mögliche Mehrbelastung der operierten Extremität in der postoperativen Phase, was auch für einen guten rehabilitativen Stand und Verlauf der Patienten spricht. Bestätigt wird dies aber auch durch die signifikant verlängerte Standphase des operierten Beines, welche in der postoperativen Messung auffiel und was sicherlich mit den postoperativ deutlich geminderten Hüftschmerzen einhergehen dürfte. Die Standbeinphase der gesunden Seite veränderte sich dagegen nicht signifikant.

Das postoperativ signifikant höheres Kraftmaximum F_{y3} der gesunden Extremitätenseite, welches beim Abstoßen des Körpers nach vorne entsteht,

kann sicherlich als Kompensationsmechanismus des Patienten gedeutet werden und als mögliches muskuläres Defizit der operierten Extremität interpretiert werden. Hier könnte die Physiotherapie zum erfolgversprechenden Einsatz kommen, um noch evtl. geschwächte Muskelpartien gezielt zu kräftigen und zu stabilisieren.

In der Studie von Rigas wurde bei den Patienten mit Hüftgelenkersatz postoperativ auch eine im Durchschnitt signifikant verlängerte Standphase des operierten Beines gemessen. Die Standphasen des gesunden Beines waren dagegen signifikant verkürzt. Allerdings wurden hier die präoperativen Vergleichsdaten von einer zweiten unabhängigen Patientengruppe gewonnen. Die Messungen wurden bei beiden Patientengruppen jeweils mit der normalen und mit der schnellst möglichen Ganggeschwindigkeit der Patienten vorgenommen. Dabei wird die Geschwindigkeitshöhe in der Studie nicht erwähnt. Der postoperative Nachuntersuchungszeitraum betrug hier 12 Monate. Die Bodenreaktionskräfte der Patienten sind in der Studie von Rigas nicht ermittelt worden (Rigas et al., 1988).

In der Gruppe der Gonarthrose zeigte die postoperative Messung der Bodenreaktionskräfte und der anschließende Vergleich mit den präoperativen Daten, eine signifikante Zunahme der vertikalen Kräfte F_{y2} und F_{y3} der operierten Extremität. Hier nahm, im Gegensatz zu der Gruppe der Coxarthrose, die Standbeinphase postoperativ signifikant ab. Auch die Standphase des kontralateralen gesunden Beines nahm bei den meisten Patienten postoperativ ab. Dieses Ergebnis war jedoch nicht signifikant. Es ist ganz klar, daß die Interpretation dieser Veränderungen nur in Zusammenhang mit klinischen und radiologischen Untersuchungsdaten der Patienten möglich ist. Die radiologische Kontrolluntersuchung 3 Monate postoperationem zeigte bei beiden unserer Patientengruppen stets einen unauffälligen Befund bei regelrechtem Implantatsitz. Hinsichtlich der klinischen Untersuchung ist eindeutig zu vermerken, daß bei fast allen Patienten das operierte Kniegelenk nach 3 Monaten erwartungsgemäß noch einen intraartikulären Resterguß mit periartikulärer Weichteilschwellung aufwies und noch eine deutliche Schmerzempfindlichkeit hatte, sowohl auf Druck als auch bei Bewegung, was sicherlich bei den Hüftgelenken nicht der Fall war.

Somit könnte die postoperativ verkürzte Standphase des operierten Beines durchaus mit den noch relativ hohen Bewegungsschmerzen und der postoperativen Schwellung des Kniegelenks zusammenhängen. Eine weitere entscheidende Rolle spielt meistens in dieser frühen rehabilitativen Phase die noch recht schwache Quadrizepsmuskulatur, die das Kniegelenk nicht optimal koordinieren kann.

Hinsichtlich der kontralateralen gesunden Extremität unserer Patienten wurden postoperativ durchschnittlich signifikant höhere Kräfte F_{y2} und F_{ym} , sowie ein höherer vertikaler Impuls I_y als präoperativ gemessen. Diese Veränderungen muß man sicherlich dem Kompensationscharakter des gesunden Beines zuschreiben, welches stets bemüht ist noch vorhandene funktionelle Systemdefizite und Belastungsasymmetrien auszugleichen und zu neutralisieren.

Die postoperativ signifikant erhöhte vertikale Kräfte F_{y2} und F_{y3} der operierten Seite könnte man im Hinblick auf die verkürzte Standbeinzeit und die bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnisse auf diesem Gebiet, durch die postoperative Alteration der propriozeptiven Funktion des Kniegelenks erklären. Die propriozeptive Sensibilität des Kniegelenks ist nämlich durch Mechanorezeptoren gewährleistet, welche nach den Oberflächenersatz des Gelenks etwa durch Wegnahme des vorderen Kreuzbandes nur noch in verminderter Zahl vorhanden sind (Skinner et al., 1984). Dies wird auch von mehreren Wissenschaftlern wie Otsuki und Chen als mögliche Ursache für die deutlich höheren vertikalen Bodenreaktionskräften in der postoperativen Phase angenommen (Otsuki et al., 1999; Chen et al., 1991).

Otsuki untersuchte seine Patienten 3, 6 und 12 Monate postoperationem und zeigte im präoperativen Vergleich, daß die Standzeit des operierten Beines bei jeder der 3 postoperativen Messungen durchschnittlich sank, wobei erst die letzte Messung nach 12 Monaten signifikant ausfiel. Die durchschnittliche vertikale Kraft, die ebenfalls gemessen wurde, nahm postoperativ zu, wobei hier die 6- und 12-monatige postoperative Messung als signifikant bezeichnet wurde. Allerdings muß noch erwähnt werden, daß Otsuki die Messungen bei der freien normalen Ganggeschwindigkeit der Patienten vornahm, sowohl prä- als auch postoperativ. Die genaue Geschwindigkeit wird dabei nicht angegeben, so daß anzunehmen ist, daß die prä- und postoperativen

Meßdaten bei verschiedener Ausgangsgeschwindigkeit der Patienten gewonnen wurden.

In der Arbeit von Chen wurden Patienten nach Kniegelenkersatz nur retrospektiv untersucht und mit den Daten einer Kontrollgruppe verglichen, so daß diese sicherlich nicht unserer Studie gegenüberzustellen ist. Chen fand einerseits durchschnittlich signifikant höhere vertikale Kräfte F_{y1} , F_{y2} und F_{y3} bei den Patienten heraus. Andererseits aber stellte er fest, daß die Standbeinphasen der Patienten im Durchschnitt signifikant länger waren als die der Probanden. Der postoperative Nachuntersuchungszeitraum der Patienten betrug in dieser Studie durchschnittlich 40,4 Monate.

Berman, der 16 Patienten vor und nach Kniegelenkersatz ganganalytisch untersuchte, berichtet auch von einer postoperativen Abnahme der Standbeinzeit der operierten Extremität. Ähnlich wie Otsuki verwendete auch er nicht dieselben Meßgeschwindigkeiten bei der prä- und postoperativen Ganganalyse seiner Patienten, sondern untersuchte stets Ihr freies Gangbild und spricht von einer durchschnittlich postoperativen Zunahme der freien Ganggeschwindigkeit (Berman et al., 1987).

4.4.2.2 Sagittale Komponenten

Auch in dieser Ebene wurden, zumindest in der Gruppe der Coxarthrose, diskussionswürdige signifikante Veränderungen festgestellt. So war auf der operierten Extremitätenseite eine postoperativ durchschnittlich signifikante Abnahme der mittleren abbremsenden Kraft F_{x1m} zu verzeichnen, was mit der deutlichen Schmerzreduktion des Gelenkes zusammenhängen könnte. Dies resultiert wiederum in eine schnellere freie Ganggeschwindigkeit der Patienten. Auf der kontralateralen Seite war ebenfalls eine im Durchschnitt postoperativ signifikante Abnahme der Kräfte F_{x1m} (mittlere abbremsende Kraft) und F_{x1} (maximale abbremsende Kraft), sowie eine postoperative Abnahme des Antriebimpulses I_{x2} festzustellen. Diese Veränderungen sprechen auch dafür, daß sich das gesunde Bein einem postoperativ schnelleren und flüssigeren Gangbild der Patienten anpaßten.

In der Patientengruppe der Gonarthrose wurden im prä- und postoperativen Vergleich keine signifikante Veränderungen der Schubkräfte und –impulse ermittelt.

Es ist klar, daß diese Veränderungen, die ein breites Spektrum an Informationen bieten, nur schwer zu interpretieren sind, zumal in der Literatur keine oder nur selten vergleichbare und ähnliche Daten anzutreffen sind. So ist in der Studie von Lee eine signifikante postoperative Zunahme aller Schubkräfte (maximale abbremsende und beschleunigte Kraft) der Patienten mit Kniegelenkersatz ermittelt worden, wobei die Nachuntersuchung hier, im Vergleich zu unserer Studie 6 Monate postoperationem durchgeführt wurde. Längere Nachuntersuchungszeiträume könnten folglich zu weiteren wichtigen signifikanten Erkenntnissen führen, die unseren Wissenstand auf diesem Gebiet deutlich erweitern würden und ein besseres Verständnis der biomechanischen Prozessen und Veränderungen zulassen würden.

Vergleichbare Daten der Bodenreaktionskräfte bei Patienten mit Hüftgelenkersatz wurden in der Literatur nicht angetroffen. Somit sind weitere gezielte Studien hinsichtlich der signifikanten Veränderungen der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte bei Patienten mit Hüft- und Kniegelenkersatz im prä- und postoperativen Vergleich erforderlich, um unsere ermittelten Daten zu erweitern und letztendlich zu vergleichen. Eine Interpretation der Daten sollte aber auch dann nur mit Vorsicht und im Zusammenhang mit den klinischen Daten angestrebt werden.

4.4.2.3 Mediale und laterale Komponenten

Ebenfalls schwer zu deuten in der Gruppe der Coxarthrose sind die postoperativ signifikante Abnahme der durchschnittlichen lateralen maximalen ($Fz2$) und mittleren Kraft ($Fz2m$) der operierten Extremität, als auch die postoperativ signifikante Erhöhung der durchschnittlichen medialen maximalen ($Fz1$) und mittleren Kraft ($Fz1m$) der kontralateralen gesunden Seite. Eine signifikante Zunahme des medialen Impulses ($Iz1$) des gesunden Beines wurde

ebenfalls postoperativ gemessen. Diese Veränderungen könnten durchaus in der postoperativen Phase auf insuffiziente Abduktorenmuskeln der operierten Hüftseite hinweisen. Eine Abduktoreninsuffizienz könnte sowohl für die postoperativ abnehmende laterale Maximalkraft der operierten Seite als auch für die zunehmende mediale Maximalkraft der gesunden Extremität verantwortlich sein. Dies würde ein muskuläres Defizit bedeuten und einen rehabilitativen Ansatzpunkt liefern.

In der Gruppe der Gonarthrose fanden wir keine signifikanten Veränderungen.

Einerseits die fehlenden Vergleichsdaten in der Literatur, andererseits aber auch die kurze Nachuntersuchungszeit unserer Patienten, erschweren die Beurteilung und Interpretation der ermittelten Daten. Eine Einsicht in die Literatur läßt erkennen, daß die dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte von Patienten mit Hüft- und Kniegelenkersatz im prä- und postoperativen Vergleich nur wenig, so ausführlich wie in unserer Studie, erforscht wurden. Bis auf Lee, der von einer nicht signifikanten Veränderung der lateralen Maximalkraft der operierten Extremität seiner Patienten mit Kniegelenkersatz berichtet, nachdem er die 6 Monate postoperativ ermittelten Daten mit den präoperativen verglich, lassen sich keine weitere vergleichbare Angaben finden. Wobei man sagen muß, daß Lee, im Gegensatz zu uns, die prä- und postoperativen Messungen nicht mit der gleichen Ausgangsgeschwindigkeit der Patienten vornahm, sondern mit Ihrer freien normalen Ganggeschwindigkeit. Zusätzlich stellte er fest, daß diese 6 Monate postoperationem signifikant zunahm. Zwischen 6 und 12 Monate postoperativ wurde keine weitere signifikante Zunahme der Geschwindigkeit gemessen.

4.5 Schlußfolgerung

Die Messung der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte (BRK) und Impulse, sowie der Standbeinzeiten und vieler anderer Parameter mittels des Adal 3D Laufbandes, die hier nicht alle untersucht wurden, erlaubt eine objektive Ganganalyse. Diese ist auf sehr einfachem und unkompliziertem Weg mit Hilfe des Adal 3D Laufbandes möglich. Es handelt sich hier um ein Verfahren, das

nicht nur einen geringen technischen Aufwand erfordert, sondern auch eine sehr hohe Empfindlichkeit und Meßgenauigkeit aufbringt. Es wurde gezeigt, daß trotz gutem klinischem und radiologischem Ergebnis in der postoperativen Kontrolle, funktionelle Defizite durchaus sichtbar gemacht werden können. Somit könnte die Messung der BRK mittels des Adal 3D Laufbandes die postoperative Qualitätssicherung um den funktionellen Aspekt erweitern und im klinischen Alltag als zusätzliches objektives Untersuchungsverfahren eine ergänzende Rolle spielen. Die Integration und Anwendung dieses Verfahrens im klinischen Alltag erfordert für den Untersucher keinen hohen Zeitaufwand und setzt keine besonderen technischen Vorkenntnisse hinsichtlich der Bedienung des Gerätes voraus. Sie setzt jedoch zwecks Interpretation der Informationen ein hohes biomechanisches Verständnis voraus, so daß eine entsprechende Schulung erforderlich wäre.

Mit unserer Studie haben wir u.a. die postoperativen Veränderungen der dreidimensionalen BRK bei Patienten mit implantierter Nex Gen und Insall Burstein Knieendoprothese und bei Patienten mit implantierter Marburger Hüftendoprothese ermittelt, was bis heute noch nicht untersucht wurde. Aber auch im Allgemeinen wurden die Veränderungen der dreidimensionalen Komponenten der BRK prä- und postoperativ von Knie- und Hüftgelenksersatz nur wenig erforscht, so daß letztendlich ein Vergleich oder eine Gegenüberstellung unserer Daten mit anderen Studienergebnissen nur zum Teil möglich ist.

Wir konnten mit Hilfe des Adal 3D Laufbandes eine objektive Ganganalyse durchführen und signifikante Veränderungen der BRK in der kurzen postoperativen Nachuntersuchung unseres Untersuchungskollektivs nachweisen.

Längere Nachuntersuchungszeiträume und größere Patientenkollektive könnten sicherlich zu noch objektiveren und umfangreicheren Studienergebnissen führen, die ein besseres Verständnis und eine sichere Interpretation der postoperativen Veränderungen der dreidimensionalen BRK zulassen würden.

Auch bleibt zukünftigen Studien die Antwort vorbehalten, ob die Meßmethode den Einfluß bestimmter Zugangswege detektiert: transgluteal oder anterolateral an der Hüfte, konventionell oder minimal invasiv z.B. bei medialen Knieschlitten.

5 Zusammenfassung

Die vorliegende prospektive Studie berichtet über die postoperativen Veränderungen der dreidimensionalen Bodenreaktionskräfte (BRK) bei Patienten, die sich einem totalendoprothetischen Ersatz eines Hüftgelenks oder eines Kniegelenks unterzogen haben. In die Studie wurde zusätzlich ein Probandenkollektiv eingeschlossen. Hier wurde die Variabilität der normalen Ganggeschwindigkeit dargestellt und der Einfluß des Geschwindigkeitsparameters auf die BRK untersucht.

Zur Messung der dreidimensionalen BRK wurde das Adal 3D Laufband der Firma Tecmachine (Andrézieux-Bouthéon Cedex/France) verwendet, das aus zwei parallel zueinander rollenden Bändern besteht, die unabhängig voneinander von zwei Motoren betrieben werden. Somit erfolgt die Kraftmessung an jedem Fuß separat. Das Monitoring, die Erfassung und die Auswertung der gemessenen Daten, führt das von G.I.P. Exercice entwickelte Adisoft Programm, das an einem am Laufbandgerät gekoppelten Computer betrieben wird. Bei den gemessenen Daten handelt es sich um die Vektoren der Bodenreaktionskräfte, die für jeden Fuß separat gemessen wurden, d.h. sowohl für die erkrankte als auch für die gesunde Extremitätenseite. Diese sind die vertikalen Kräfte (F_y), die sagittalen Schubkräfte (F_x) und die seitlich gerichteten Kräfte in der Frontalebene (F_z). Weitere Parameter, die wir mit Hilfe der Adisoft Software untersuchten, sind die Standbeinzeiten (Stc) und die entstehenden Impulse in allen drei Krafrichtungen (I_x , I_y , I_z).

Es wurden 30 Probanden, 15 Patienten mit Coxarthrose und weitere 15 mit Gonarthrose in die Studie eingeschlossen. Allen Patienten mit einer Coxarthrose wurde eine Marburger Hybridendoprothese implantiert, wobei bei 14 unserer Patienten mit einer Gonarthrose eine zementierte Endoprothese Typ Nex Gen und in einem Fall eine zementierte Knieendoprothese Typ Insall Burstein implantiert wurde. Die Meßdaten wurden bei den Patienten präoperativ und 12 Wochen postoperationem erhoben, welche am Ende miteinander verglichen wurden. Signifikante Veränderungen wurden mit Hilfe des Wilcoxon Testes erfaßt. Als Meßgeschwindigkeit wählten wir sowohl bei den Probanden als auch bei den Patienten die freie normale Ganggeschwindigkeit, welche

zuvor mit Hilfe eines optoelektronischen Systems ermittelt wurde. Allerdings führten wir bei den Probanden zwei weitere Messungen mit Ihrer 30%ig geminderter und 30%ig gesteigerter Ausgangsgeschwindigkeit durch, um so den Einfluß des Geschwindigkeitsparameters auf die BRK und deren Impulse zu untersuchen. Nach Anwendung von linearen Regressionsanalysen und Berechnung der Bestimmtheitsmaße r^2 konnte gezeigt werden, daß die Ganggeschwindigkeit einen entscheidenden linearen Einfluß auf sämtliche Kraft- und Impulsvektoren hat. Dazu gehören die vertikale Komponenten F_{y1} und F_{y2} , der vertikaler Impuls I_y und die Schubkräfte (F_{x1} , F_{x1m} , F_{x2} , F_{x2m}).

Der Vergleich der prä- und postoperativ erhobenen Meßdaten beider Patientengruppen zeigte mit Hilfe des Wilcoxon Testes einige signifikante Veränderungen ($p < 0,05$). So fanden wir in der Gruppe der Coxarthrose auf der operierten Seite u.a. ein postoperativ durchschnittlich höheres vertikales Kraftminimum F_{y2} (zwischen den beiden Maxima F_{y1} und F_{y3} gelegenes Minimum), eine längere Standbeinphase und eine Abnahme der mittleren abbremsenden Kraft F_{x1m} . Diese Veränderungen sprechen am ehesten für eine höhere Belastbarkeit der operierten Extremität und für ein flüssigeres Gangbild, was sicherlich durch die postoperativ deutlich geminderten Hüftschmerzen zu erklären ist. Aber auch auf der kontralateralen gesunden Seite, die stets bemüht ist bestehende Belastungsasymmetrien zu kompensieren, wurden mehrere signifikante Veränderungen festgestellt, u.a. ein im Durchschnitt postoperativ höheres vertikales Kraftmaximum F_{y3} . So wird hier der Ausgleich eines noch bestehenden muskulären Defizites der operierten Extremität durch die gesunde Seite angestrebt, indem der Körper mit einer höheren Kraft nach vorne abgestoßen wird. Folglich werden noch funktionelle Defizite aufgedeckt, die Ansatzpunkte für gezielte Physiotherapie bieten. In der Gruppe der Gonarthrose fanden wir auf der operierten Extremität eine im Durchschnitt postoperativ signifikante Zunahme der vertikalen Kräfte F_{y2} und F_{y3} . Allerdings nahm hier, im Gegensatz zu der Gruppe der Coxarthrose, die Standbeinphase postoperativ signifikant ab. Dies führen wir, in Anbetracht der klinischen Untersuchungsdaten, auf die länger andauernde Rehabilitation des Kniegelenks zurück. Die postoperativ höheren vertikale Kräfte und verkürzte Standzeit des operierten Beines könnten sich, unter Berücksichtigung der

bisherigen wissenschaftlichen Erkenntnisse, durch die postoperative Minderung der propriozeptiven Funktion von Kniegelenksstrukturen erklären lassen. Auch hier zeigte die gesunde Seite Kompensationscharakter, indem sie postoperativ durchschnittlich höhere vertikale Kräfte (F_{y2} und F_{ym}) und ein höheren vertikalen Impuls I_y entwickelte als präoperativ.

Zusammenfassend konnten wir mit Hilfe des Adal 3D Laufbandes signifikante Veränderungen der BRK in der kurzen postoperativen Nachuntersuchung unseres Untersuchungskollektivs nachweisen. Längere Nachuntersuchungszeiträume und größere Patientenkollektive könnten zu noch objektiveren und umfangreicheren Studienergebnissen führen, die ein besseres Verständnis und eine sichere Interpretation der postoperativen Veränderungen der dreidimensionalen BRK zulassen würden.

Als Fazit unserer Studie kann festgestellt werden, daß die Messung der dreidimensionalen Vektoren der BRK mit Hilfe des Adal 3D Laufbandes, in Zusammenhang mit den klinischen und radiologischen Daten, eine objektive Ganganalyse ermöglicht. Diese erfordert keinen großen technischen Aufwand und beinhaltet eine einfache Handhabung, sowohl für den Untersucher als auch für den Patienten. Somit könnte sie die postoperative Qualitätssicherung um den funktionellen Aspekt erweitern und im klinischen Alltag als zusätzliches objektives Untersuchungsverfahren ergänzend integriert werden.

6 Literaturverzeichnis

- Basmajian J.V. Muscles Alive, Their Function Revealed by Electromyography, Williams and Wilkins, Baltimore 1962
- Baumann J. U., Schär A. und Meier G. Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. Orthopäde 1992, 21: 29-34
- Bergmann, G., Rohlmann, G., Graichen, F.: In vivo-Messung der Hüftgelenksbelastung. Z. Orthop. 1989, 127: 672-679
- Berman A.T., Zarro V.J. Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement. The Journal of Bone and Joint Surgery 1987, 69: 1340-1345
- Borelli G.A. De Moto Animalium 1679
- Braune und Fischer W. Der Gang des Menschen Abh D. Königl. Sachs. Gesellsch. Wissensch. Math. Phys. 1890-1904, Parts 21-28
- Chao E.Y., Laughman R. K., Schneider E. and Stauffer R. N. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. J. Biomechanics 16, 1983, No. 3: 219-233
- Chen P.Q. Gait analysis after total knee replacement for degenerative arthritis. J. Formosan Med. Assoc. 1991, 90: 160-166
- Close J.R. and Todd F.N. The phasic activity of the muscles of the lower extremity and the effect of tendon transfer. J. Bone Joint Surg. 1959, 41A(2): 189
- Cottalorda J., Ebermeyer E., Bui P., Reijnen J. A. W. Analyse de la marche de 57 enfants sains par mesure de la réaction au sol sur tapis roulant Adal (Gait analysis of 57 healthy children by measurement of ground reaction forces on Adal treadmill). Revue de chirurgie orthopédique 1999, 85: 146-155

- Diebschlag W. Die Druckverteilung an der Fußsohle des Menschen im Stehen und Gehen, barfuß und im Schuh. Z. Orthop. 1982, 120: 814-820
- Eberhart H.D. et al. Fundamental Studies of Human Locomotion. Vols 1 and 2. University of California, Berkeley 1947
- Elftman H. The measurement of the external force in walking. Science 1938, 88: 2276
- Furnée E.H. Hybrid instrumentation in prosthetic research, in: Dig. 7th Int. Conf. Medical and Biological Engineering, Royal College of Engineering Science. Stockholm 1967
- Harris G. F., Wertsch J. J. Procedures for gait analysis. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1994, 75: 216-225
- Hefti F. Kinderorthopädie in der Praxis. Springer, Heidelberg 1997
- Hennig E. M., Milani Th. L. Die Dreipunktunterstützung des Fußes. Eine Druckverteilungsanalyse bei statischer und dynamischer Belastung. Z. Orthop. 1993, 131: 279-284
- Joseph J. and Williams P.D. Electromyography of certain hip muscles. J. Anat. 1957, 91(2): 286
- Kopf A. Klinische Ganganalyse--Methoden, Limitationen und Anwendungsmöglichkeiten. (Clinical gait analysis--Methods, Limitations and Indications). Acta Medica Austriaca 1998, 25: 27-32
- Kramers-de Quervain I. A. Quantitative gait analysis after bilateral total knee arthroplasty with two different systems within each subject. J. Arthroplasty 1997, Vol. 12, No. 2
- Lee TH. Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls -- women without arthropathy. Journal of Orthopaedic Science 1999, 4: 13-21
- Marey E.J. De la locomotion terrestre chez les bipèdes et les quadrupèdes. J. Anat. Physiol. 1873, 9: 42-80

- Nakamura H. Gait analysis in coxarthrosis. Kurume Medical Journal 1999, 46: 1-7
- Notni A., Fuhrmann R. A. Plantare Druckverteilungsmessung an Vorfußentlastungsschuhen. Z. Orthop. 1999, 137: 280-283
- Otsuki T. Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthritis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system. Journal of Orthopaedic Science 1999, 4: 99-105
- Paul J.P. Forces transmitted by joints in the human body, in: Proc. Inst. Mech. Eng. 1967, 181(3J): 8-15
- Paul J.P. History and fundamentals of gait analysis. Bio-Medical Materials and Engineering 1998, 8: 123-135
- Rigas C., Xenakis T. Pre- and post-operative gait analysis of hip osteoarthritic patients fitted with ceramic Autophor total hip replacement. Engineering in Medicine 1988, 17: 3-6
- Schmidt R., Meyer-Wölbert B., Röderer M. Dynamische Ganganalyse. Mittel zur Qualitätssicherung nach operativ versorgten Sprunggelenkfrakturen. Unfallchirurg 1999, 102: 110-114
- Simon SR, Triesmann HW, Burdett RG, Ewald FC, Sledge CB. Quantitative gait analysis after total knee arthroplasty for monarticular degenerative arthritis. Journal of Bone and Joint Surgery.American Volume 1983, 65: 605-613
- Skinner B.H., Barrack L.R. Joint position sense in total knee arthroplasty. J. Orthop. Res. 1984, 1: 276-283
- Weber W. und Weber E. Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge, Göttingen, 1836; transl. By P. Maquet and R.Furlong. Springer, Berlin 1992
- Wiedmer L., Langer Th. und Knüsel O. Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose. Orthopäde 1992, 21: 35-40

- Wykman A., Olsson E. Walking ability after total hip replacement. A comparison of gait analysis in unilateral and bilateral cases. J. Bone Joint Surg. 1992, 74-B: 53-56

7 ANHANG

7.1 Einverständniserklärung

Prof. Dr. med. M. Lengsfeld, Klinik für Orthopädie, Philipps Universität Marburg
Baldingerstraße, 35033 Marburg

Messung der Bodenreaktionskräfte gesunder Probanden und von Patienten mit Erkrankungen des Bewegungsapparates.

Name des Patienten/Probanden: _____

Geburtsdatum:

Der unterzeichnende Arzt hat mit mir ein ausführliches Aufklärungsgespräch geführt und hat mich gebeten an dem Projekt teilzunehmen. Ich habe das Merkblatt zur Patientenaufklärung erhalten und genau durchgelesen. Das Merkblatt ist Bestandteil der Einverständniserklärung. Ich hatte Gelegenheit, Fragen zu stellen und habe ausreichend Antwort erhalten.

Ich versichere, daß ich dem untersuchenden Arzt richtige und vollständige Angaben, insbesondere im Hinblick auf begleitende neurologische und orthopädische Gangstörungen, gemacht habe.

Über die geplanten Untersuchungen, sowie über mein notwendiges Verhalten während der Studie bin ich informiert worden.

Ich verpflichte mich, jede Änderung in meinem Gesundheitszustand dem untersuchenden Arzt mitzuteilen.

Ich weiß, daß ich gegen Gesundheitsschäden, welche sich aus dieser Studie ergeben könnten, versichert bin und daß ich einen eventuellen Schaden unverzüglich melden muß.

Ich bin damit einverstanden, daß meine persönlichen Daten zur wissenschaftlichen Auswertung verschlüsselt gespeichert und weitergegeben werden. Unterlagen, die meinen vollen Namen tragen - also auch die Einverständniserklärung - werden dagegen von meinem Arzt nicht weitergegeben. Der Datenschutz gemäß Hessischem Krankenhausgesetz und Hessischem Datenschutzgesetz wird eingehalten. Unmittelbar nach Aufnahme in die Studie erfolgt die Anonymisierung der Patienten über die Zuteilung einer Codenummer. Die Liste zur Deanonymisierung der Patientendaten ist ausschließlich dem Studienleiter und den Untersuchern zugänglich und wird nach Abschluß der Studie unverzüglich vernichtet. Es erfolgt keine Datenübermittlung an Dritte.

Ich erkläre mich nach ausreichender Überlegungszeit damit einverstanden, an der Untersuchung teilzunehmen. Ich kann meine Einwilligung ohne Angaben von Gründen jederzeit zurückziehen.

Ort, Datum

Unterschrift Arzt

Unterschrift Patient/Proband

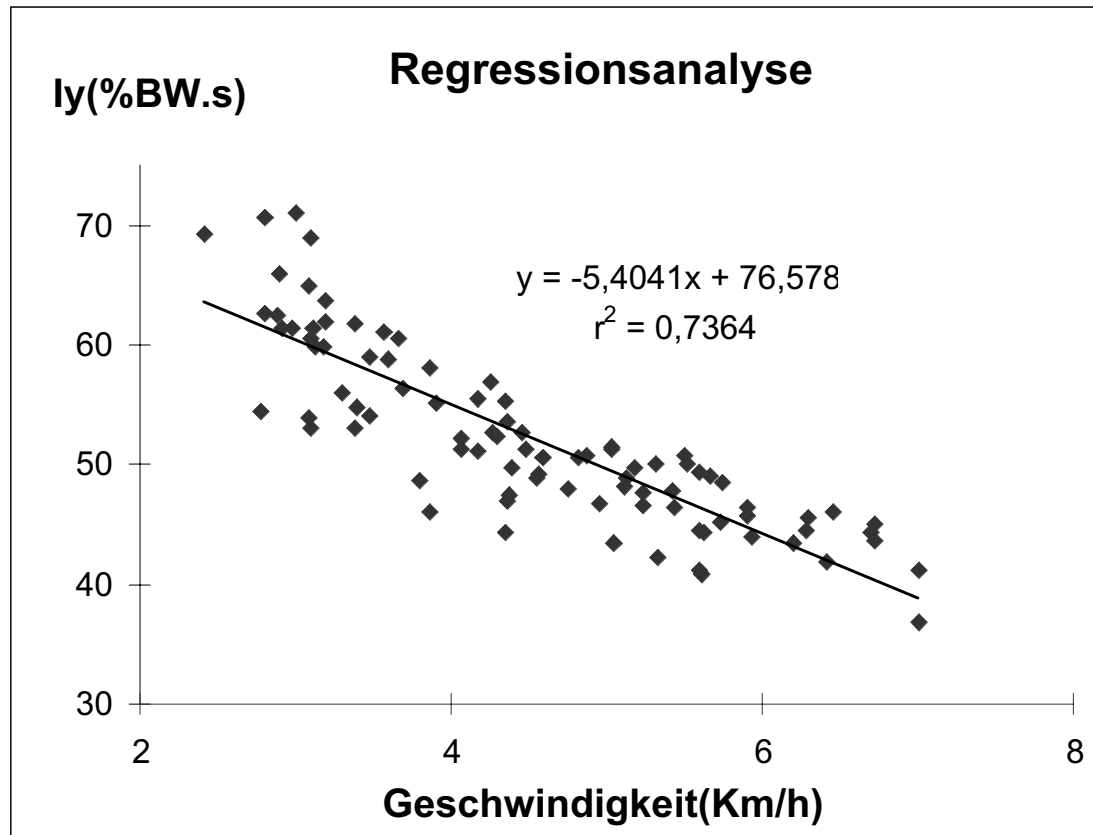


Abb. 7.1 Bei steigender Ganggeschwindigkeit wird nahezu lineare Abnahme des vertikalen Impulses Iy (skaliert in % Körpergewicht mal Sekunden) des linken Fußes beobachtet; beschrieben durch die Regressionsgerade $y = -5,4x + 76,5$ (Steigung $a = -5,4$ und Achsenabschnitt $b = 76,5$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,7364$

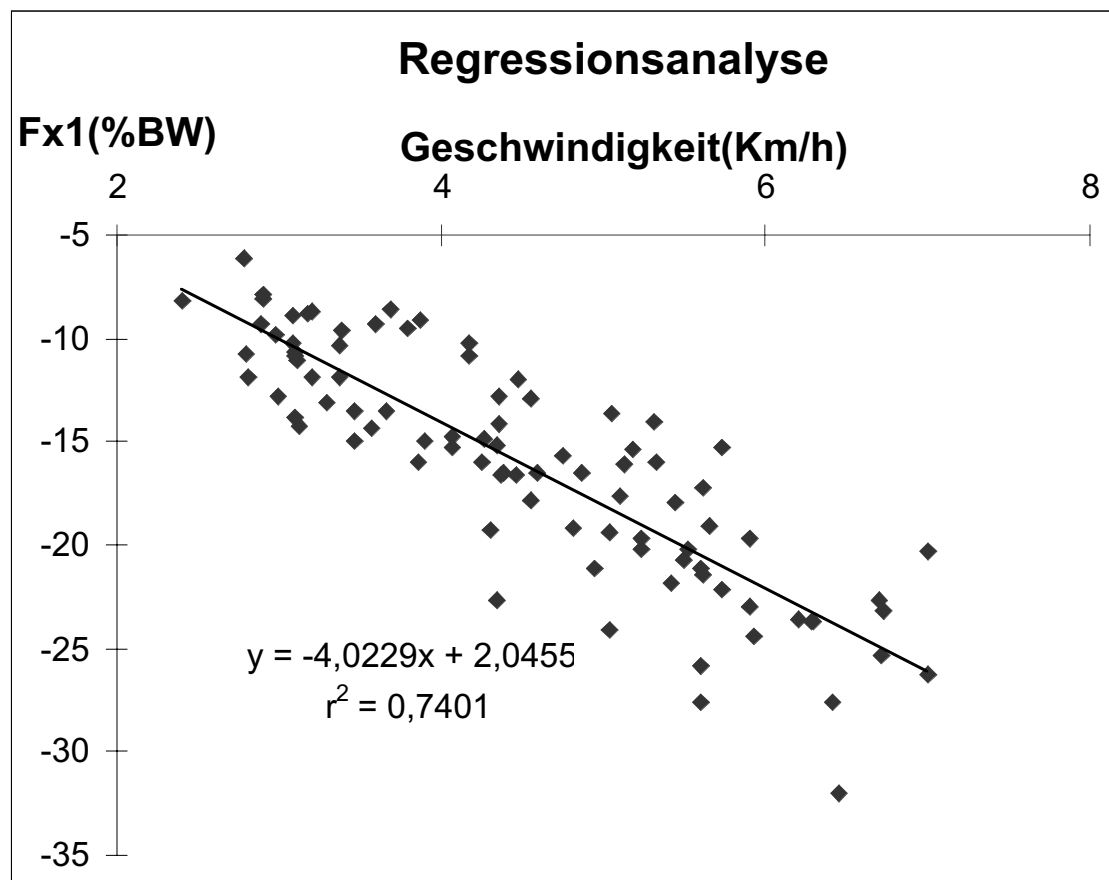


Abb. 7.2 Guter linearer Zusammenhang zwischen steigender Ganggeschwindigkeit und maximaler abbremsender Kraft Fx1 (skaliert in % Körpergewicht) des rechten Fußes; beschrieben durch die Regressionsgerade $y = -4,02x + 2,04$ (Steigung $a = -4,02$ und Achsenabschnitt $b = 2,04$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,7401$

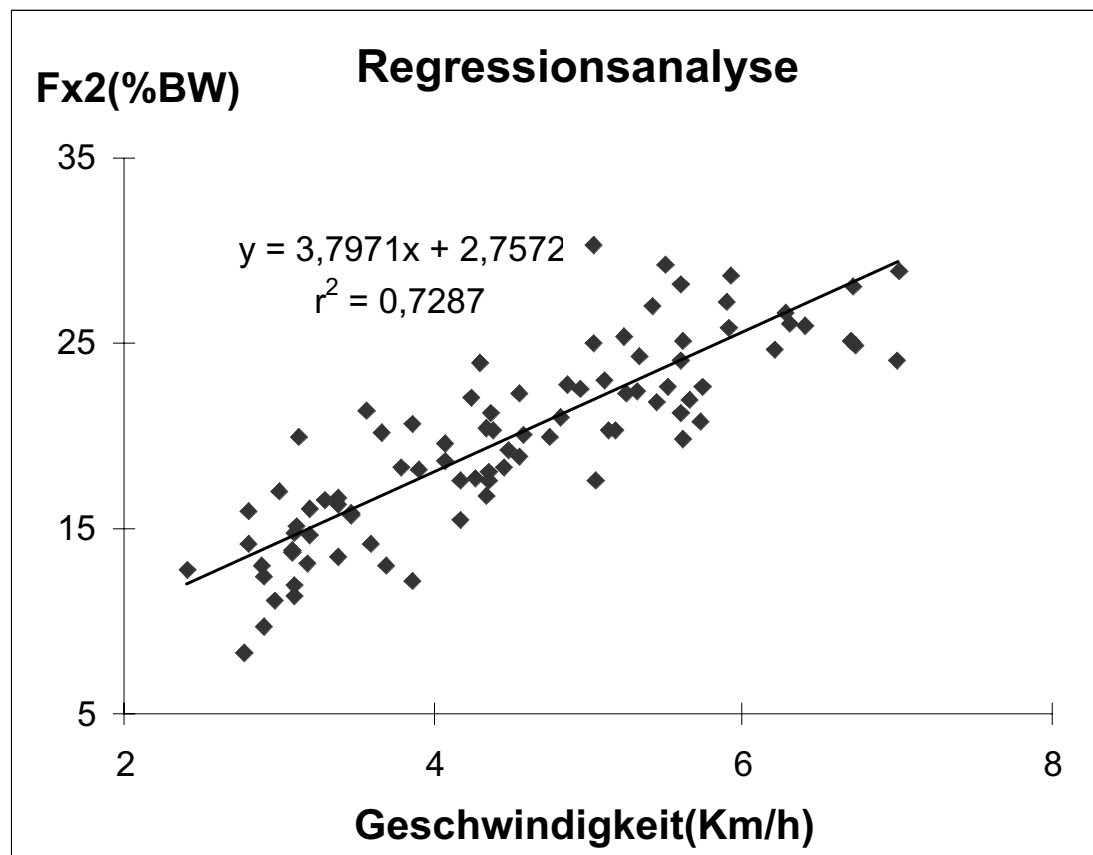


Abb. 7.3 Guter linearer Zusammenhang zwischen steigender Ganggeschwindigkeit und maximaler Antriebskraft Fx2 (skaliert in % Körpergewicht) des linken Fußes; beschrieben durch die Regressionsgerade $y=3,7x + 2,7$ (Steigung $a=3,7$ und Achsenabschnitt $b=2,7$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2=0,7287$

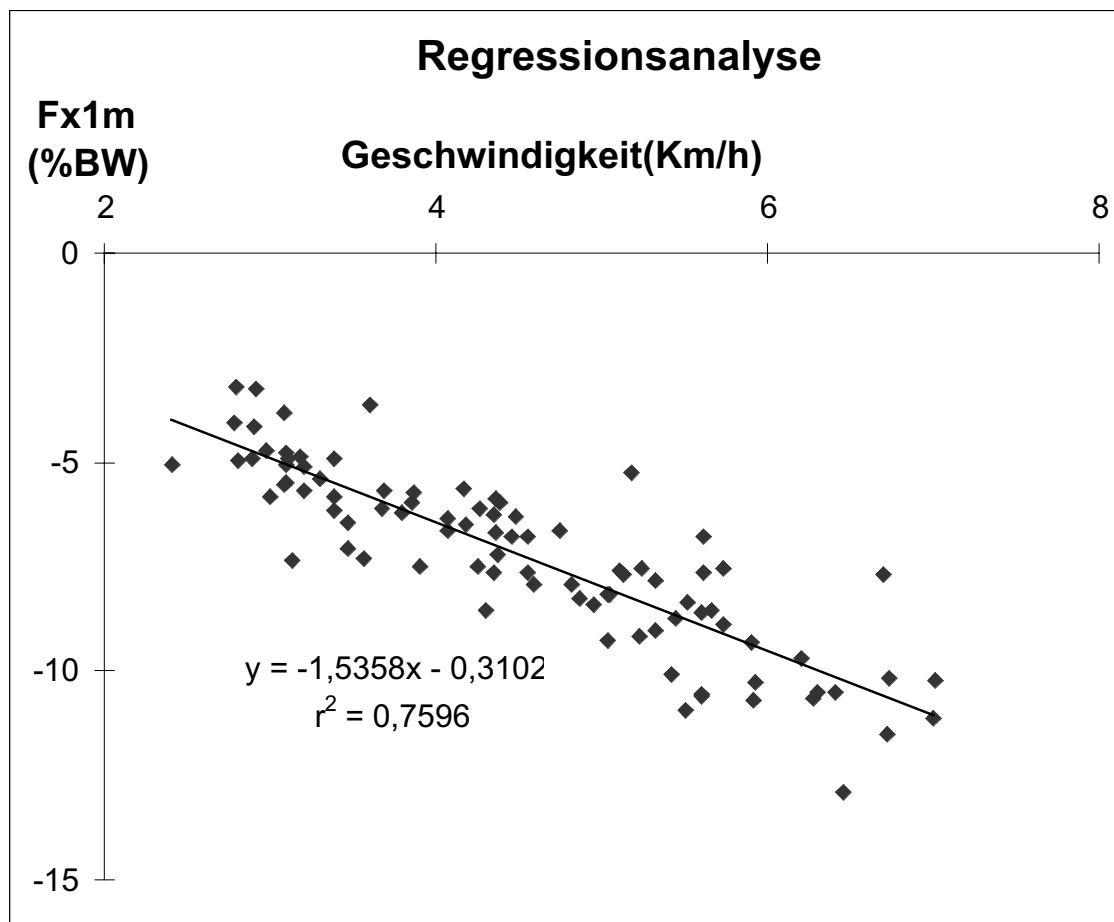


Abb. 7.4 Linearer Einfluß der Geschwindigkeit auf die mittlere abbremsende Kraft Fx1m (skaliert in % Körpergewicht) des linken Fußes; beschrieben durch die Regressionsgerade $y = -1,5x - 0,3$ (Steigung $a = -1,5$ und Achsenabschnitt $b = 0,3$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,7596$

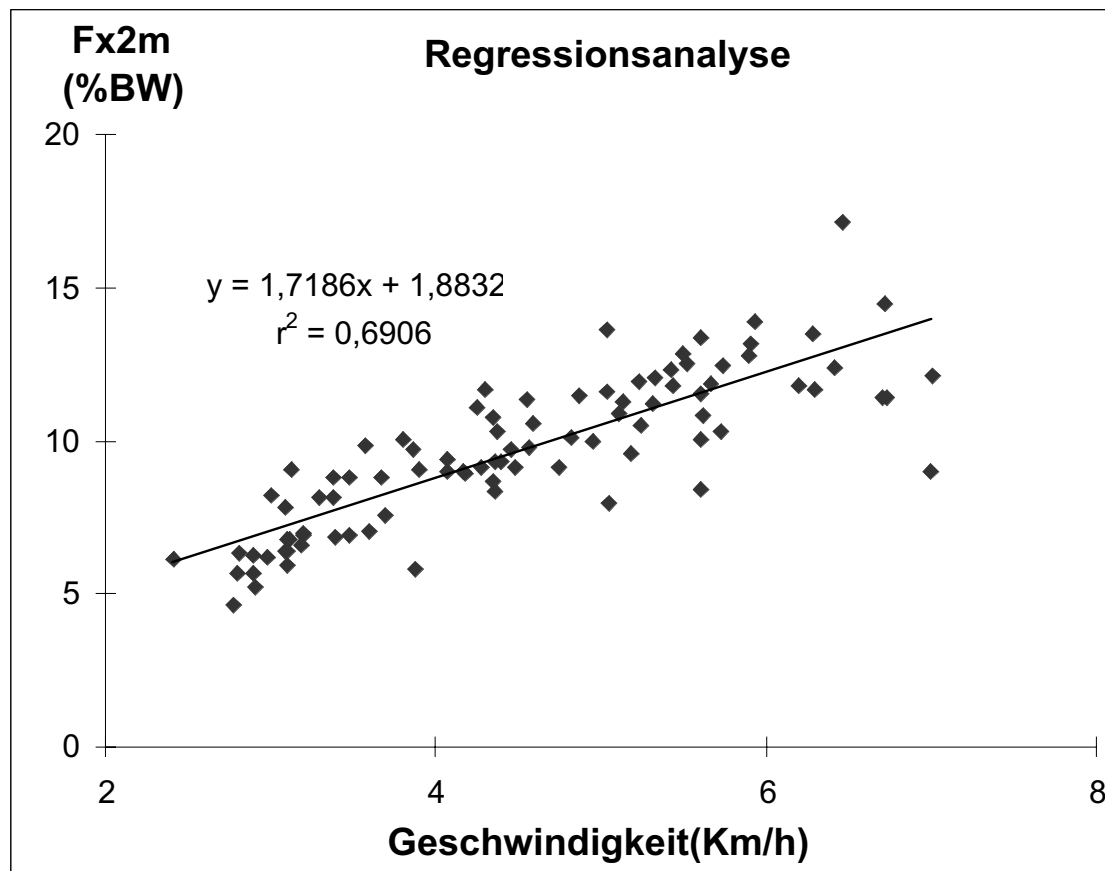


Abb. 7.5 Linearer Einfluß der Geschwindigkeit auf die mittlere Antriebskraft Fx2m (skaliert in % Körpergewicht) des rechten Fußes; beschrieben durch die Regressionsgerade $y=1,7x + 1,8$ (Steigung $a=1,7$ und Achsenabschnitt $b=1,8$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2=0,6906$

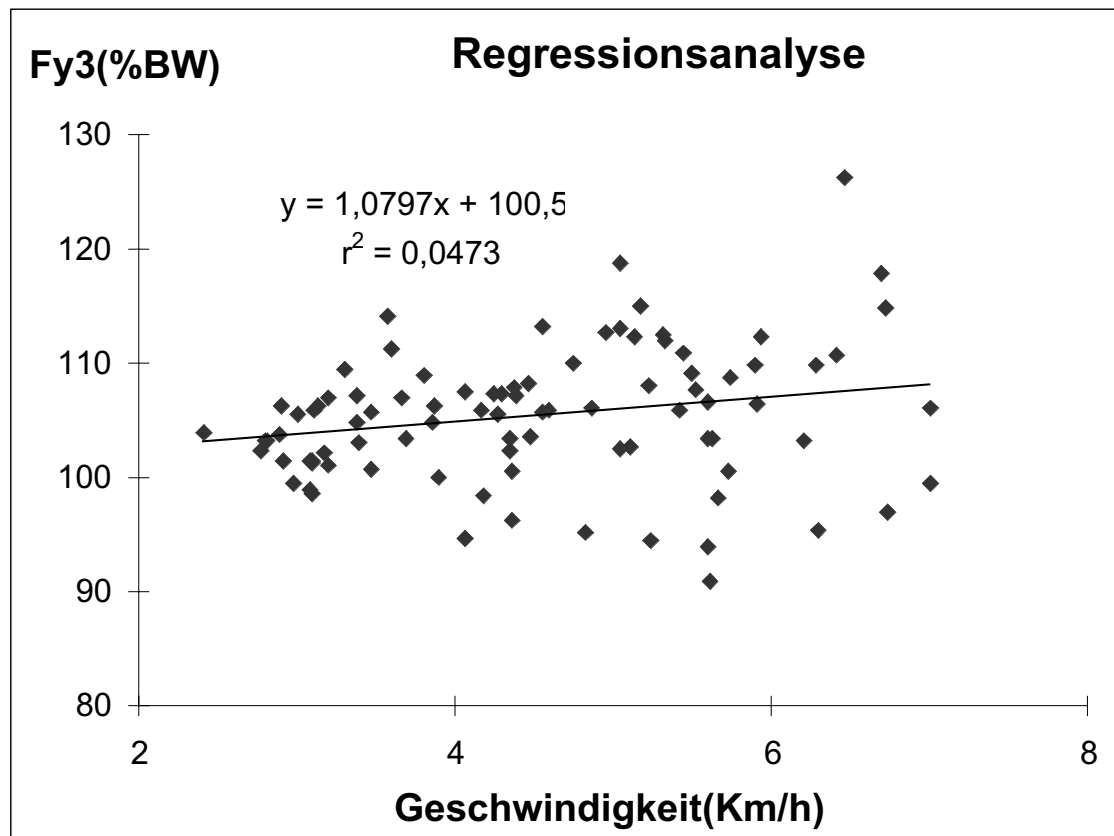


Abb. 7.6 Schlechte Linearität zwischen steigender Geschwindigkeit und vertikalem Kraftmaximum Fy3 (skaliert in % Körpergewicht) des rechten Fußes, beschrieben durch die Regressionsgerade $y = 1,07x + 100,5$ (wobei Steigung $a = 1,07$ und Achsenabschnitt $b = 100,5$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,0473$

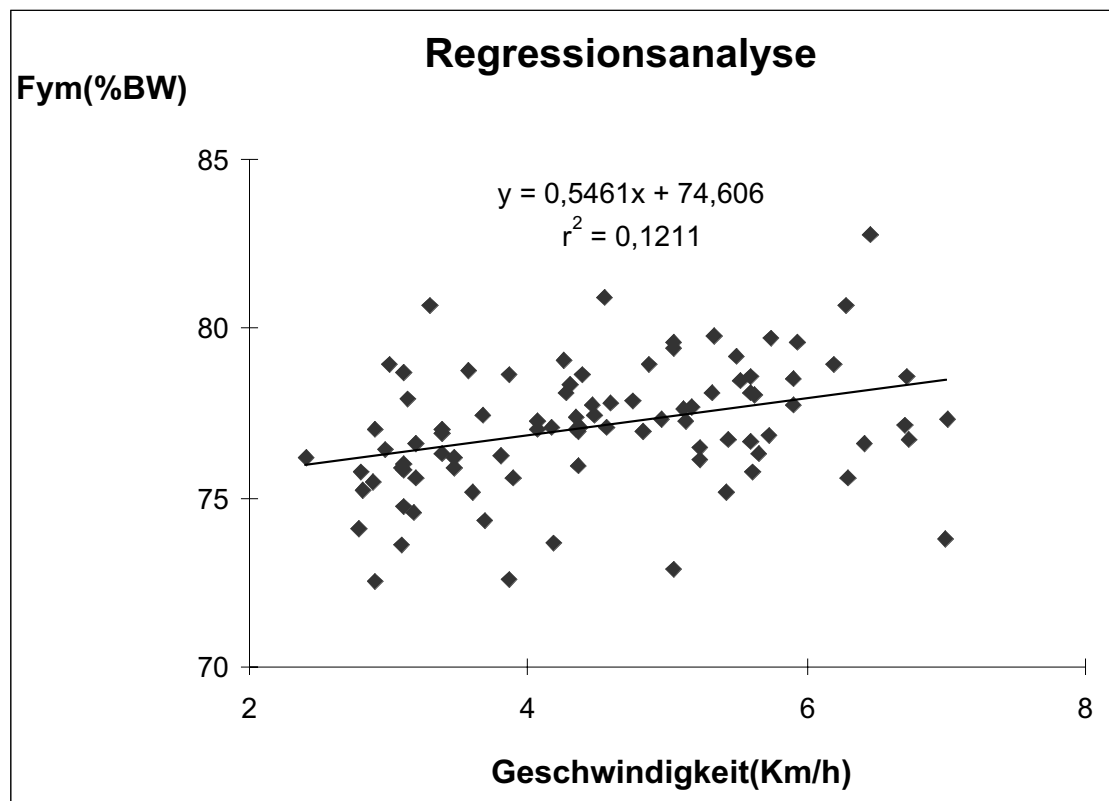


Abb. 7.7 Schlechte Linearität zwischen steigender Geschwindigkeit und vertikaler mittlerer Kraft Fym (skaliert in % Körpergewicht) des rechten Fußes, beschrieben durch die Regressionsgerade $y = 0,5x + 74,6$ (Steigung $a = 0,5$ und Achsenabschnitt $b = 74,6$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,1211$

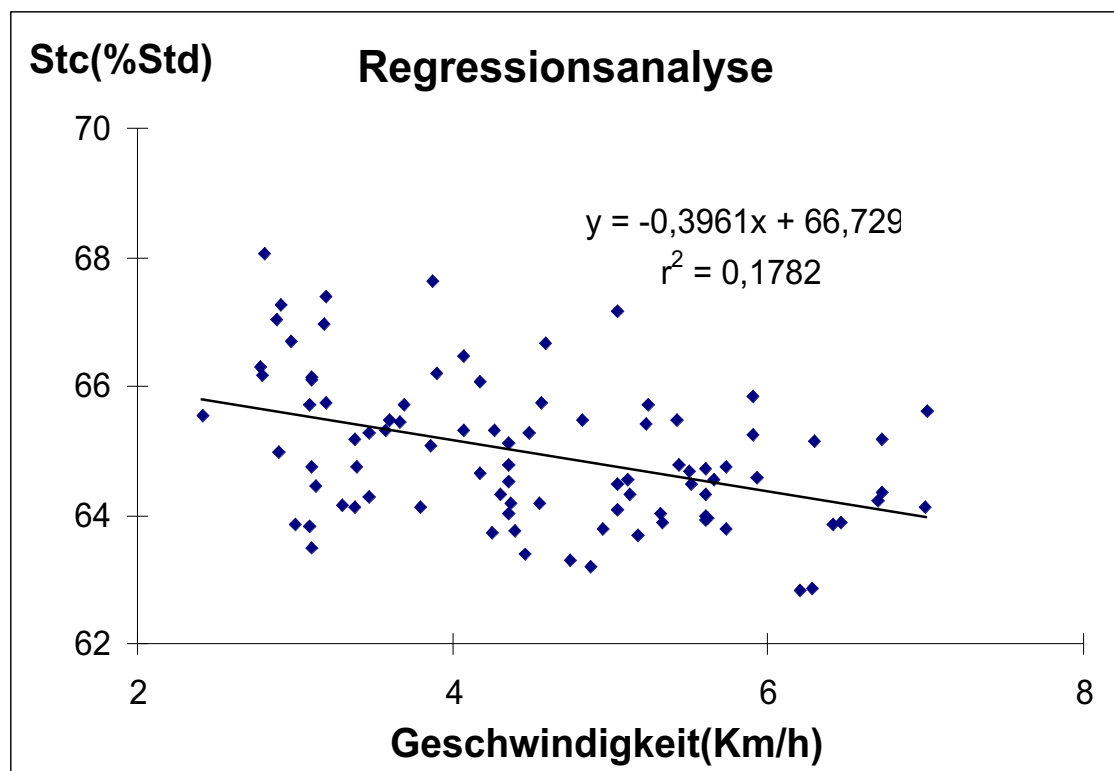


Abb. 7.8 Kein linearer Einfluß der Geschwindigkeit auf die Standbeinphase (Stc) des linken Fußes (skaliert in % Schrittlänge (Std)); beschrieben durch die Regressionsgerade $y = -0,3x + 66,7$ (Steigung $a = -0,3$ und Achsenabschnitt $b = 66,7$) und das Bestimmtheitsmaß $r^2 = 0,1782$

Meine akademische Lehrer waren die Damen/Herren in Frankfurt a.M.:

Behne, Brade, Caspary, Costa, Deppe, Doerr, Dudziak, Elsner, Engelhardt,
Ewald, Faßbinder, Frank, Hofstetter, Huwiler, Jacobi, Kramer, Lischke, Ludwig,
Overbeck, Plate,, Radeke, Siefert,, Woodcock, Zichner, Ahrens, Althoff, Baum,
Bratzke, Encke, Gstättnner, Hertel, Jordan, Kaufmann, Kirchmaier, Kleinschmidt,
Laier, Langenbeck, Mitrou, Moritz, Ohrloff, Schnaudigel, Steinkamp, Tews,
Weinel

9 Danksagung

An erster Stelle möchte ich mich besonders bei meinen Eltern, Aggeliki und Dimitrios Paschalidis, für Ihre langjährige und ununterbrochene Unterstützung bedanken und Ihnen diese Arbeit widmen.

Weiterhin danke ich Herrn Prof. Dr. med. Peter Griss, Leiter der Orthopädie der Philipps-Universität Marburg, für die Überlassung des Themas, die Bereitstellung der Räumlichkeiten, sowie seiner wissenschaftlichen Beratung.

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Markus Lengsfeld, der die Arbeit wissenschaftlich betreute, stets für Anregungen verfügbar war und damit die Durchführung der Arbeit entscheidend unterstützte. Ich möchte Ihm aber auch meine Dankbarkeit für eine umfassende Ausbildung in der klinischen und experimentellen Orthopädie aussprechen.

Des weiteren danke ich unseren französischen Kooperationspartnern, die die gesamten technischen Einrichtungen unseres Ganglabors bereitstellten und die Durchführung dieser Studie überhaupt ermöglichten.

Insbesondere möchte ich Herrn Robert Darmana (Inserm, Toulouse) namentlich hervorheben, der für Rückfragen stets verfügbar war.

Der in St. Etienne ansässigen Firma Tecmachine, die uns das Adal 3D Laufband lieferte, möchte ich dafür danken.

Den staatlichen französischen Organisationen CNEH (Centre National de l'Equipement Hospitalier; Paris) und INSERM (Institut National de la Santé Et de la Recherche Médicale; Toulouse) danke ich für die finanzielle Unterstützung.

Meinem Kollegen Herrn Dr. med. Ulrich Boudriot danke ich für seine Unterstützung bei dieser Arbeit und seiner guten Zusammenarbeit mit den französischen Kooperationspartnern.

Darüber hinaus bedanke ich mich besonders beim Herrn Udo Wolf, Leiter der Abteilung für Physiotherapie der Philipps-Universität Marburg, für die Bereitstellung der Räumlichkeiten in seiner Abteilung zum Aufbau unseres Ganglabors, seine viele organisatorische Hilfestellungen und freundliche Unterstützung.

Zusätzlich möchte ich mich beim Herrn Prof. Dr. rer. nat. Andreas Ziegler (Institut für Medizinische Biometrie und Statistik; Medizinische Universität Lübeck) bedanken für seine fachliche Beratung in der statistischen Ausarbeitung der Doktorarbeit.